



ANNEE: 2014

THESE N °:02/14 CSVS

UNIVERSITE MOHAMED V SOUISSI  
FACULTE DE MEDECINE DENTAIRE DE RABAT  
CENTRE D'ETUDES DOCTORALES DES SCIENCES DE LA VIE ET DE LA SANTE  
Spécialité: Sciences Odontologiques

**THESE DE DOCTORAT**

**ETUDE DE L'INFLUENCE DU KHAT ET DES BAINS DE BOUCHE SUR L'ETAT DE  
SURFACE DES ALLIAGES DE PROTHESES DENTAIRES**

**Equipe de recherche de biotechnologie et biomatériaux en milieu buccal**

**Présentée et soutenue par  
Mr. RASSAM ABDO SALEH AL SUBARI  
Le : 01/07/2014**

**JURY**

**Professeur Mustapha DRAOUI**

Faculté de Médecine et de Pharmacie -Rabat  
Université Mohammed V- Souissi

**Président**

**Professeur Nadia MERZOUK**

Faculté de Médecine Dentaire- Rabat  
Université Mohammed V- Souissi

**Directeur de Thèse**

**Professeur Abdellah GUENBOUR**

Faculté des Sciences - Rabat  
Université Mohammed V – Agdal

**Rapporteur**

**Professeur Fatima ZAOUI**

Faculté de Médecine Dentaire- Rabat  
Université Mohammed V - Souissi

**Rapporteur**

**Professeur Mustapha HAFID**

Faculté des Sciences - Kénitra  
Université Ibn Tofail

**Rapporteur**

**Professeur Katim ALAOUI**

Faculté de Médecine et de Pharmacie -Rabat  
Université Mohammed V- Souissi

**Examineur**

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

سبحانك لا علم لنا إلا ما علمتنا  
إنك أنت العليم الحكيم

سورة البقرة: الآية 32

صَدَقَ اللَّهُ الْعَظِيمَ

# **DEDICACE**

**Je dédis cette thèse à**

**L'âme de mon père.**

**A ma mère**

**A Mes frères : Saleh AL SUBARI, Mohammed AL SUBARI et Kahled AL  
SUBARI**

**A ma femme : Wafa Ali AL SUBARI et mes enfants : Mohammed RASSAM  
et Manal RASSAM**

**A mes sœurs**

**A toute ma famille sans exception.**

Aucun mot, aucune dédicace ne saurait exprimer mon respect, ma considération et l'amour éternel que je vous porte, veuillez trouver dans ce travail toute ma gratitude. Que dieu vous protège et vous procure santé et bonheur.



Rassam AL subari

# AVANT PROPOS

Ce travail a été réalisé au laboratoire de chimie analytique de la Faculté de Médecine et de Pharmacie de Rabat, au service de la prothèse adjointe de la Faculté des Médecine Dentaire de Rabat, au laboratoire de corrosion-électrochimie de la Faculté des Sciences de Rabat et au Centre National pour la Recherche Scientifique et Technique (CNRST).

Je tiens à exprimer mes vifs remerciements à:

Monsieur le Président de l'Université Mohammed V - Soussi, le Professeur **Radouane MRABET**, pour l'accueil chaleureux et pour ses aides précieuses et pour son extrême gentillesse.

Madame le Doyen de la Faculté des Médecine Dentaire de Rabat, le professeur **Sana RIDA**, pour ses aides précieuses et pour les nombreuses facilités qu'elle n'a cessé d'accorder aux étudiants étrangers inscrits en Doctorat.

Monsieur le Professeur **Jamal TAOUFIK**, Vice Doyen de la Faculté de Médecine et de Pharmacie de Rabat, Directeur du Centre d'études Doctorales des Sciences de la vie et de la Santé, pour les nombreuses facilités qu'elle n'a cessé d'accorder aux étudiants étrangers inscrits en Doctorat.

Madame **Nadia MERZOUK**, Professeur à la Faculté de Médecine Dentaire De Rabat et Directrice de ma thèse, pour avoir autorisé mon inscription en Doctorat, pour toute l'attention et la disponibilité dont elle a fait preuve durant ces années d'initiation à la recherche scientifique. Elle a dirigé et suivi de très près ce travail de recherche malgré ses diverses préoccupations. C'est grâce à ses suggestions, remarques et critiques que ce travail a pu être effectué. Veuillez trouver Madame dans ces mots l'expression de mes vifs remerciements et de mon profond respect.

Je remercie profondément Monsieur **Abdellah GUENBOUR**, Professeur à la Faculté des Sciences de Rabat, University Mohammed V- Agdal , Directeur de Laboratoire de Corrosion et Electrochimie, pour son accueil au sein de son laboratoire et sans lui ce travail ne pourra avoir lieu. Votre soutien, et votre aide précieuse et votre extrême gentillesse étaient pour moi un très grand support pour la réalisation de ce travail. Veuillez trouver dans quelques mots l'expression de mes vifs remerciements et de mon profond respect.

Je tiens également à remercier Monsieur le professeur **Mustapha DRAOUI**, Professeur à la Faculté de Médecine et de Pharmacie de Rabat, pour la bienveillante attention qu'il a accordé à ce travail et pour la participation à ce jury.

Je remercie profondément Madame **Fatima ZAOUI**, Professeur à la Faculté de Médecine Dentaire De Rabat, pour la bienveillante attention qu'il a accordé à ce travail. Je le remercie profondément j'avoir bien voulu accepter de siéger dans ce jury.

Je tiens également à remercier Monsieur le professeur **Mustapha HAFID**, Professeur à Faculté des Sciences de Kenitra, pour la bienveillante attention qu'il a accordée à ce travail et pour la participation à ce jury.

Je remercie très respectueusement Mme. **Katim ALAOUI**, Professeur à la Faculté de Médecine et de Pharmacie de Rabat pour la bienveillante attention qu'elle a accordée à ce travail et pour la participation à ce jury. Veuillez trouver Mme l'expression de ma profonde reconnaissance.

Je tiens également à remercier Monsieur Mohammed IDRISSE Docteur à la Faculté de Médecine et de Pharmacie de Rabat, pour son accueil au sein de son laboratoire et sans lui ce travail ne pourra avoir lieu. Votre soutien, et votre aide précieuse et votre extrême gentillesse étaient pour moi un très grand support pour la réalisation de ce travail.

Je tiens à exprimer mes sincères remerciements à tous les membres de Service de prothèse Adjointe à la Faculté de Médecine Dentaire De Rabat.

Aussi mes vifs remerciements à tous les membres de Equipe de recherche de biotechnologie et biomatériels en milieu buccal à la Faculté de Médecine Dentaire De Rabat.

Aussi, je ne saurais oublier, **Mr. Mosa'd ALSOBARI** , **Mr. Rashad ALNAMER**, Doctorants à la Faculté de Médecine et de Pharmacie de Rabat, pour leurs aides précieuses et pour leurs extrême gentillesse. Veuillez trouvez dans quelques mots l'expression de mes vifs remerciements et de mon profond respect.

Je remercie très sincèrement tous mes collègues, Dr. Ali Mohammed AL SUBARI, Mohammed Mused AL SUBARI, Pour leurs extrêmes gentillesses. Veuillez trouvez dans quelques mots l'expression de mes vifs remerciements et de mon profond respect.

Je remercie très sincèrement tous mes collègues de Doctorat: Centre d'études Doctorales des Sciences de la vie et de la Santé.

Je ne peux pas vous citer tous, Etudiants - Chercheurs, Collègues et amis; je vous dois beaucoup, je ne l'oublie pas. A toutes et à tous, du fond du cœur, Merci.

En fin, pour tous ceux qui ont contribué de près ou de loin dans l'élaboration de ce travail, qu'ils trouvent ici l'expression de mes sentiments de reconnaissance.

# Sommaire



<b>INTRODUCTION GÉNÉRALE.....</b>	<b>2</b>
-----------------------------------	----------

## **PREMIERE PARTIE : REVUE DE LA LITTERATURE**

### **CHAPITRE I : GENERALITE**

<b>I.1. GENERALITES SUR LES BIOMATERIAUX .....</b>	<b>6</b>
<b>I.1.1. Définition et historique.....</b>	<b>6</b>
<b>I.1.2. Les différents biomatériaux.....</b>	<b>7</b>
<b>I.1.3. Les champs d'applications des biomatériaux.....</b>	<b>8</b>
<b>I.1.4. Les matériaux et le milieu vivant.....</b>	<b>10</b>
<b>I.1.5. Les propriétés des biomatériaux .....</b>	<b>12</b>
<b>I.2. GENERALITES SUR LA CORROSION.....</b>	<b>13</b>
<b>I.2.1. Définition.....</b>	<b>13</b>
<b>I.2.2. Les différents types de corrosion des alliages.....</b>	<b>13</b>
<b>I.2.2.1. Corrosion uniforme .....</b>	<b>13</b>
<b>I.2.2.2. Corrosion par piqûres.....</b>	<b>13</b>
<b>I.2.2.3. Corrosion par crevasses ou corrosion caverneuse.....</b>	<b>14</b>
<b>I.2.2.4. Corrosion intra granulaire.....</b>	<b>15</b>
<b>I.2.2.5. Corrosion inter granulaire.....</b>	<b>15</b>
<b>I.2.2.6. Corrosion sous contrainte.....</b>	<b>16</b>
<b>I.2.2.7. Corrosion galvanique.....</b>	<b>16</b>
<b>I.2.4. Les facteurs qui influencent la corrosion.....</b>	<b>17</b>
<b>I.2.4.1. Facteurs liés au milieu.....</b>	<b>17</b>
<b>I.2.4.2. Facteurs métallurgiques.....</b>	<b>18</b>
<b>I.3. GENERALITES SUR L'ELECTROLYTE SALIVAIRE.....</b>	<b>19</b>
<b>I.3.1. Introduction.....</b>	<b>19</b>
<b>I.3.2. Caractéristiques physicochimiques de la salive.....</b>	<b>20</b>
<b>I.3.2.1. Débit salivaire.....</b>	<b>20</b>
<b>I.3.2. 2. Composition de la salive.....</b>	<b>21</b>
<b>I.3.3. Les facteurs influençant la salive.....</b>	<b>22</b>
<b>I.3.3.1. La plaque dentaire.....</b>	<b>22</b>
<b>I.3.3.2. La différence locale de pH salivaire.....</b>	<b>22</b>
<b>I.3.3.3. Etats maladifs.....</b>	<b>23</b>
<b>I.3.3.4. Les médicaments.....</b>	<b>23</b>



<b>I.4. GENERALITES SUR LE KHAT (CATHA EDULIS) .....</b>	<b>24</b>
<b>I.4. 1. Définition et historique.....</b>	<b>24</b>
<b>I.4.2. Classification et composition.....</b>	<b>24</b>
<b>I.4.3. Description.....</b>	<b>25</b>
<b>I.4.4. Le khat à mâcher.....</b>	<b>26</b>
<b>I.4.5. Effets du khat.....</b>	<b>28</b>
<b>I.4.5.1. Effet sur l'état général .....</b>	<b>28</b>
<b>I.4.5.2. Effet sur l'état buccodentaire .....</b>	<b>29</b>
<b>I.5. GENERALITES SUR LES BAINS DE BOUCHE.....</b>	<b>31</b>
<b>I.5.1. Définition et historique.....</b>	<b>31</b>
<b>I.5.2. Différents types des bains de bouche.....</b>	<b>31</b>
<b>I.5.3. Principes actifs .....</b>	<b>32</b>
<b>I.5.4. Utilisation.....</b>	<b>32</b>
<b>I.5.5. Indication de bains de bouche.....</b>	<b>32</b>
<b>I.5.6. Effets indésirables des bains de bouche.....</b>	<b>34</b>

## **CHAPITRE II: LES PROTHESES DENTAIRES ET LES DIFFERENTS ALLIAGES UTILISES**

<b>II .1. GENERALITES SUR LES PROTHESES DENTAIRES.....</b>	<b>35</b>
<b>II.1.1. Définition et historique.....</b>	<b>35</b>
<b>II.1.2. Différents types de prothèses dentaires.....</b>	<b>36</b>
<b>II.1.2.1. Prothèse conjointe.....</b>	<b>36</b>
<b>II.1.2.1.1. Couronne.....</b>	<b>36</b>
<b>II.1.2.1.2. Bridge.....</b>	<b>37</b>
<b>II.1.2.1.3. Inlay-core.....</b>	<b>38</b>
<b>II.1.2.2. Prothèse adjointe .....</b>	<b>38</b>
<b>II.1.2.2.1. Prothèse adjointe partielle .....</b>	<b>39</b>
<b>II.1.2.2.2. Prothèse adjointe complète .....</b>	<b>40</b>
<b>II.1.2.3. Prothèse sur implant.....</b>	<b>41</b>
<b>II.1.2.3.1. Prothèse fixée sur implants.....</b>	<b>41</b>
<b>II.1.2.3.2. Prothèse amovible stabilisée sur implants.....</b>	<b>42</b>

II.1.3. Propriétés et choix des prothèses dentaires.....	43
II.1.3.1. Propriétés mécaniques.....	44
II.1.3.2. Propriétés biologiques.....	45
II.1.3.3. Propriétés physico-chimiques.....	45
II.1.3.4. Propriétés esthétiques.....	46
II.2. LES TYPES DES ALLIAGES UTILISES EN PROTHESES DENTAIRES.....	47
II.2.1. Généralités sur les alliages.....	47
II.2.1.1. Définitions générales.....	47
II.2.1.2. Classification.....	47
II.2.1.2.1. Alliages précieux.....	47
II.2.1.2.2. Alliages semi-précieux.....	47
II.2.1.2.3. Alliages non précieux.....	48
II.2.2. Différents types d'alliages utilisés en prothèses dentaires.....	48
II.2.2.1. Les alliages d'or.....	48
II.2.2.1.1. Composition.....	49
II.2.2.1.2. Indications.....	50
II.2.2.1.3. Les propriétés des alliages d'or.....	50
II.2.2.1.4. Biocompatibilité.....	54
II.2.2.2. Le titane.....	54
II.2.2.2.1. Composition.....	54
II.2.2.2.2. Indications .....	55
II.2.2.2.3. Les propriétés du titane.....	56
II.2.2.2.4. Biocompatibilité.....	58
II.2.2.3. Les alliages nickel-chrome.....	59
II.2.2.3.1. Composition.....	59
II.2.2.3.2. Indications.....	59
II.2.2.3.3. Les propriétés des alliages nickel-chrome.....	59
II.2.2.3.4. Biocompatibilité.....	62
II.2.2.4. Les alliages cobalt-chrome.....	63
II.2.2.4.1. Composition.....	63
II.2.2.4.2. Indications.....	64
II.2.2.4.3. Les propriétés des alliages cobalt-chrome.....	64
II.2.2.4.4. Biocompatibilité.....	67

<b>II.2.2.5. Aciers inoxydables.....</b>	<b>68</b>
<b>II.2.2.5.1. Composition.....</b>	<b>68</b>
<b>II.2.2.5.2. Indications.....</b>	<b>69</b>
<b>II.2.2.5.3. Les propriétés des aciers inoxydables.....</b>	<b>69</b>
<b>II.2.2.5.4. Biocompatibilité.....</b>	<b>70</b>

**DEUXIEME PARTIE: PARTIE PRATIQUE**  
**CHAPITRE I**  
**MATERIAUX ET METHODES EXPERIMENTALES**

<b>I.1. MATERIAUX ET ELECTROLYTES .....</b>	<b>73</b>
<b>I.1.1. Alliages dentaires.....</b>	<b>73</b>
<b>I.1.2. Khat (<i>Catha edulis</i>).....</b>	<b>75</b>
<b>I.1.3. Bains de bouche.....</b>	<b>75</b>
<b>I.1.4. Milieux d'étude.....</b>	<b>76</b>
<b>I.2. METHODES EXPERIMENTALES .....</b>	<b>78</b>
<b>I.2.1. Extraction des feuilles de khat.....</b>	<b>78</b>
<b>I.2.2. Méthodes électrochimiques.....</b>	<b>79</b>
<b>I.2.2.1. Courbes de polarisation.....</b>	<b>79</b>
<b>I.2.2.2. Spectroscopie d'impédance électrochimique.....</b>	<b>79</b>
<b>I.2.3. Analyses de surface.....</b>	<b>81</b>
<b>I.2.4. Analyse statistique.....</b>	<b>82</b>

**CHAPITRE II**

**INFLUENCE DE L'EXTRAIT DU KHAT (*CATHA EDULIS*) SUR LA RESISTANCE  
A LA CORROSION DES ALLIAGES DENTAIRE Ni-Cr ET Co-Cr**

<b>II.1. Introduction.....</b>	<b>83</b>
<b>II.2. Résultats.....</b>	<b>84</b>
<b>II.2.1. Courbes de polarisation .....</b>	<b>84</b>
<b>II.2.2. Spectroscopie d'impédance électrochimique.....</b>	<b>93</b>
<b>II.2.3. Analyses des surfaces.....</b>	<b>103</b>
<b>II.2.3.1. Analyses de surface des alliages Ni-Cr.....</b>	<b>103</b>
<b>II.2.3.2. Analyses de surface des alliages Co-Cr.....</b>	<b>105</b>
<b>II.3. Conclusion.....</b>	<b>107</b>

## CHAPITRE III

### INFLUENCE DES BAINS DE BOUCHE SUR LA RESISTANCE A LA CORROSION DES ALLIAGES DENTAIRE Ni-Cr ET Co-Cr

III.1. Introduction.....	109
III.2. Résultats.....	110
III.2.1. Les courbes de polarisation et d'analyse de surface des alliages Ni-Cr.....	110
III.2.1.1. Courbes de polarisation.....	110
III.2.1.2. Analyses des surfaces.....	116
III.2.2. Mesures électrochimiques et l'analyse des surfaces des alliages Co-Cr.....	118
III.2.2.1. Les courbes de polarisation.....	118
III.2.2.2. Spectroscopie d'impédance électrochimique.....	123
III.2.2.3. Analyses des surfaces.....	128
III.3. Conclusion.....	130

## CHAPITRE IV

### INFLUENCE DU<sub>p</sub>H ET DE LA TEMPERATURE SUR LA RESISTANCE A LA CORROSION DES ALLIAGES Ni-Cr ET Co-Cr

IV.1. Introduction.....	131
IV.2. Résultats.....	132
IV.2.1. Courbes de polarisation.....	132
IV.2.2. Spectroscopie d'impédance électrochimique.....	139
IV.2.3. Analyses des surfaces.....	145
IV.3. Conclusion.....	147
DISCUSSION GENERALE.....	150
CONCLUSION GENERALE ET ETUDES PERSPECTIVES.....	160
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	165
PUBLICATIONS .....	193
RESUME.....	200

## I. LISTE DES PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS

### I.1. LES PUBLICATIONS INTERNATIONALES:

1- Influence of chlorhexidine mouthwashes on corrosion resistance of Ni–Cr dental casting alloys . Rassam Al subari, Nada Abdulwali, A Bellaouchou, A Guenbour, A Ben Bachir, Nadia Merzouk **Journal of International Dental and Medical Research** ; 2012 ; 5 (2), pp 67-72 .

2- Corrosion Behavior Of Ni-Cr Dental Alloys In Artificial Saliva With Different Concentrations Of Khat Extracts. Rassam Al subari, M. Idrissi, M. Draoui, A. Bellaouchou, A. Guenbour and Nadia Merzouk « **Australian Journal of Basic and Applied Sciences**, 2013 ; 7(9): 87-96.

3- Influence of Temperature and pH on Corrosion Behavior of Ni–Cr and Co-Cr Dental Alloys. Rassam Al subari, A Bellaouchou, A Guenbour, Nadia Merzouk ; **Journal of International Dental and Medical Research** ; 2013; 6: (1), pp. 9-14.

4- Inhibition of mild steel corrosion in 1M hydrochloric acid by benzimidazolium bromide derivatives. Nada Abdulwali, Hamid Ennajih, Abdallah Guenbour, Abdelkhir Bellaouchou, R. Al subari, José Garcia Anton, El Mokhtar Essassi. **Australian Journal of Basic and Applied Sciences**, 2013 ;7(6): 1-8.

5- Corrosion behavior of Co-Cr dental alloys in different mouthwashes. Rassam Al subari, A. Bellaouchou, A. Guenbour and Nadia Merzouk. **European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry**. (Article Submitted, Manuscript no 1277) December 2013.

6- Influence of Khat extract (*Catha edulis*) on corrosion resistance of Co-Cr dental alloys. Rassam Al subari , M. Idrissi, M. Draoui, A. Bellaouchou, A. Guenbour and Nadia Merzouk. **Dental Materials Journal**. (Article Submitted, Manuscript ID : DMJ2013-132), May 2013.

## **I.2. LES COMMUNICATIONS:**

### **I.2.1. LES COMMUNICATIONS ORALES**

1- Influence of mouthwashes on corrosion resistance of Ni–Cr non- precious dental alloys. **Rassam Al subari**, A Guenbour, Nadia Merzouk ; 3<sup>èmes</sup> **Journées Scientifiques du CEDoc-SVS de l'Université Mohammed V Souissi, Faculté de Médecine et de Pharmacie de Rabat; les 27-28 Janvier 2012.**

2- Corrosion Behavior Of Ni-Cr Dental Alloys In Artificial Saliva With Different Concentrations Of Khat Extracts. **Rassam Al subari**, M. Idrissi, M. Draoui, A. Bellaouchou, and Nadia Merzouk. «**» 9ème Journée de la Recherche de la Faculté de Médecine et de Pharmacie de Rabat, 5èmes Journées Scientifiques Du CEDoc SVS; le 21 et 22 Mars 2014.**

3- Etude l'influence de l'extrait du khat (*catha edulis*) sur la resistance à la corrosion des alliages dentaires Co-Cr. **Rassam Al subari**, M. Idrissi, M. Draoui, A. Bellaouchou, and Nadia Merzouk. 4<sup>èmes</sup> **journée de recherche sous le theme: «La recherche translationnelle en odontologie » Faculate de Médecine Dentaire de Rabat ; le 10 Avril 2014.**

### **I.2.2. LES COMMUNICATIONS AFFICHÉES**

1- Influence of Temperature and pH on Corrosion Resistance of Ni-Cr and Co-Cr Dental Alloys. **Rassam Al subari**, A Guenbour, Nadia Merzouk; 3<sup>èmes</sup> **Journées Scientifiques du CEDoc-SVS de l'Université Mohammed V Souissi, Faculté de Médecine et de Pharmacie de Rabat; les 27-28 Janvier 2012.**

2- Electrochemical behavior of recasting Ni- Cr dental alloys. **Rassam Al subari**, A Guenbour, Nadia Merzouk ; 2<sup>èmes</sup> **Journées de recherché sous le theme: « Les avancées de l recherche en médecine dentaire» Faculate de Médecine Dentaire de Rabat ; le 26 Avril 2012.**

3- Corrosion behavior of Ni-Cr dental alloys in artificial saliva. **Rassam Al-subari**, A Bellaouchou, Abdellah Guenbour and Nadia Merzouk. ; La 7<sup>ème</sup> **Rencontre Nationale d'Electrochimie (RNE 07) Sous le thème : Electrochimie et Energies Alternatives, Universite Ibn Tofail - Faculte des Sciences - Kénitra ; les14 et 15 décembre 2012 .**

4- Influence of lactic acid and temperature on corrosion resistance of Ni-Cr dental alloys. **Rassam Al subari**, A Guenbour, Nadia Merzouk ; 4<sup>èmes</sup> Journées Scientifiques du CEDoc-SVS de l'Université Mohammed V Souissi, Faculté de Médecine et de Pharmacie de Rabat; les 15-16 Janvier 2013.

5- Influence des bains de bouche sur la résistance à la corrosion des alliages Co-Cr. **Rassam Al subari**, A Guenbour, Nadia Merzouk: 3<sup>èmes</sup> Journées de recherche sous le thème: « La recherche Scientifique : pilier des innovations odontologiques» Faculté de Médecine Dentaire de Rabat ; le 18 Avril 2013.

### **I.3. LES PRIX DES MEILLEURE PUBLICATION ET COMMUNICATION :**

1- Le prix de la meilleure publication pour l'année 2012 , Intitulée : «Influence of chlorhexidine mouthwashes on corrosion resistance of Ni-Cr dental casting alloys », Université Mohammed V Souissi, Faculté de Médecine Dentaire de Rabat ; le 18 Avril 2013.

2- Le premier prix de communication affichée intitulée : «Influence of lactic acid and temperature on corrosion resistance of Ni-Cr dental alloys »; 4<sup>èmes</sup> Journées Scientifiques du CEDoc-SVS de l'Université Mohammed V Souissi, Faculté de Médecine et de Pharmacie de Rabat; les 15-16 Janvier 2013.

## LISTE DES ABREVIATIONS

ADA	: American Dental Association
ATM	: Articulation temporo-mandibulaire
$\beta$ TCP	: Beta tricalcium phosphate
C.S.C	: Corrosion sous contrainte
Co-Cr	: Alliages cobalt-chrome
$C_{dl}$	: Capacité de double couche
CNRST	: Centre National pour la Recherche Scientifique et Technique
ECS	: Electrode au calomel saturé
EDX	: Spectroscopie à rayons X par dispersion d'énergie
$E_{corr}$	: Potentiel de corrosion
Gram <sup>+</sup>	: gram-positives
HAP	: Hydrocarbure Aromatique Polycyclique
ISO TC 106/SC2	: Organisation internationale de normalisation des matériaux prothétiques
$I_{corr}$	: Densité de courant de corrosion
ICP-MS	: Spectromètre de masse à plasma à couplage inductif
$K_{1C}$	: ténacité
MEB	: Microscopie électronique à balayage
MPa, GPa	: mégapascals, gigapascal
OMS	: Organisation Mondiale de la Santé
mV/ECS	: millivolt par électrode au calomel saturé
Ni-Cr	: Alliages nickel-chrome
PA	: Prothèse Adjointe
PAP	: Prothèse Adjointe partielle
PAC	: Prothèse Adjointe Complète
PAPM	: Prothèse Adjointe partielle Métallique
PC	: Prothèse Conjointe
PMMA	: Polyméthylméthacrylate
$R_p$	: Résistance de polarisation
$R_{ct}$	: Résistance de transfert de charge
$R_s$	: R résistance de l'électrolyte
rpm	: rotation par minute
SIE	: Spectroscopie d'impédance électrochimique
V.H.N	: Dureté Vickers (Vickers Hardness Number)
W/m.K	: watt par mètre-kelvin



Z : Impédance  
 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$  : microampère par centimètre carré  
 $\Omega\text{cm}^2$ ,  $\text{k}\Omega\text{cm}^2$  : ohm centimètre carré, kilohm centimètre carré  
 $\mu\text{F}/\text{cm}^2$  : microfarad par centimètre carré

## Liste des Figures

- Figure 1 :** Corrosion par piqûres.
- Figure 2 :** Corrosion par crevasses.
- Figure 3 :** Corrosion intergranulaire.
- Figure 4 :** Corrosion sous contrainte.
- Figure 5 :** Situations cliniques de corrosion galvanique.
- Figure 6 :** Anatomie des glandes salivaires.
- Figure 7 :** Structure des principaux alcaloïdes dans les feuilles de khat.
- Figure 8 :** Arbres de Khat (*Catha edulis*).
- Figure 9 :** Différents types de Khat prêts à être mâchés.
- Figure 10 :** Photo des personnes qui mâchent du khat.
- Figure 11 :** Coloration des dents en raison de mâcher des feuilles de khat.
- Figure 12 :** Lésions blanches de la muqueuse buccale et des gencives d'une personne qui mâche le khat.
- Figure 13 :** Pigmentation gingivale et décoloration des dents du le côté ou le khat est mâché.
- Figure 14:** Différents types de couronnes.
- Figure 15:** Bridges en céramo-métallique et en céramique pure.
- Figure 16:** Pose de l'inlay-core et de couronne.
- Figure 17:** Inlay-core en or et couronne en céramique.
- Figure 18:** Prothèses du maxillaire supérieure.
- Figure 19:** PAPM du maxillaire inférieure.
- Figure 20:** Prothèse adjointe complète.
- Figure 21:** Bridges sur implants.
- Figure 22:** Barre et bouton sur deux implants.
- Figure 23:** Prothèse complète inférieure retenue par deux boutons pression.
- Figure 24:** Prothèse complète supérieure retenue par une barre vissée sur quatre implants.
- Figure 25 :** Montage de lyophilisation.
- Figure 26:** Montage électrochimique.
- Figure 27:** Microscopie électronique à balayage.
- Figure 28:** Courbes de polarisation de l'alliage Kera N<sup>®</sup> dans la salive artificielle en absence et en présence de l'extrait de khat.
- Figure 29:** Courbes de polarisation de l'alliage Commend<sup>®</sup> dans la salive artificielle en absence et en présence de l'extrait de khat.

- Figure 30:** Courbes de polarisation de l'alliage 4 all<sup>®</sup> dans la salive artificielle en absence et en présence de l'extrait de khat.
- Figure 31:** Courbes de polarisation de l'alliage Neobond II<sup>®</sup> dans la salive artificielle en absence et en présence de l'extrait de khat.
- Figure 32:** Courbes de polarisation de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> dans la salive artificielle en absence et en présence de l'extrait de khat.
- Figure 33:** Courbes de polarisation de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> dans la salive artificielle en absence et en présence de l'extrait de khat.
- Figure 34:** Histogramme de la résistance de polarisation ( $R_p$ ) des alliages Ni-Cr et Co-Cr dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat.
- Figure 35:** Histogramme de la densité de courant de corrosion ( $I_{corr}$ ) des alliages Ni-Cr et Co-Cr dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat.
- Figure 36:** Diagrammes d'impédance de l'alliage Kera N<sup>®</sup> dans la salive artificielle en absence et en présence de l'extrait de khat.
- Figure 37:** Diagrammes d'impédance de l'alliage Commend<sup>®</sup> dans la salive artificielle en absence et en présence de l'extrait de khat.
- Figure 38:** Diagrammes d'impédance de l'alliage 4 all<sup>®</sup> dans la salive artificielle en absence et en présence de l'extraits de khat.
- Figure 39:** Circuit électrique équivalent de l'interface, où  $R_s$  est la résistance de la solution,  $R_{ct}$  est la résistance de transfert de charge et  $C_{dl}$  est la capacité de double couche.
- Figure 40:** Diagrammes d'impédance de l'alliage Neobond II<sup>®</sup> dans la salive artificielle en absence et en présence de l'extrait de khat.
- Figure 41:** Diagrammes d'impédance de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> dans la salive artificielle en absence et en présence de l'extraits de khat.
- Figure 42:** Diagrammes d'impédance de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> dans la salive artificielle en absence et en présence de l'extrait de khat.
- Figure 43:** Histogramme de la résistance de transfert de charge ( $R_{ct}$ ) des alliages Ni-Cr et Co-Cr dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de Khat.
- Figure 44:** Histogramme de la capacité de double couche ( $C_{dl}$ ) des alliages Ni-Cr et Co-Cr dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat.

- Figure 45:** Micrographies MEB de l'alliage Kera N<sup>®</sup> dans la salive artificielle en absence (a) et en présence de l'extrait de khat (b).
- Figure 46:** Micrographies MEB de l'alliage Commend<sup>®</sup> dans la salive artificielle en absence (a) et en présence de l'extrait de khat (b).
- Figure 47:** Micrographies MEB de l'alliage 4 all<sup>®</sup> dans la salive artificielle en absence (a) et en présence de l'extrait de khat (b).
- Figure 48:** Micrographies MEB de l'alliage Neobond II<sup>®</sup> dans la salive artificielle en présence de l'extrait de khat (a) et à l'état initial (b).
- Figure 49:** Micrographies MEB de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> dans la salive artificielle en présence de l'extrait de khat (a) et à l'état initial (b).
- Figure 50:** Micrographies MEB de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> dans la salive artificielle en présence de l'extrait de khat (a) et à l'état initial (b).
- Figure 51:** Courbes de polarisation de l'alliage Kera NC<sup>®</sup> dans différents milieux.
- Figure 52:** Courbes de polarisation de l'alliage Realloy N<sup>®</sup> dans différents milieux.
- Figure 53:** Courbes de polarisation de l'alliage 4 all<sup>®</sup> dans différents milieux.
- Figure 54:** Histogramme de la résistance de polarisation ( $R_p$ ) des alliages Ni-Cr dans différents milieux.
- Figure 55:** Histogramme de la densité de courant de corrosion ( $I_{corr}$ ) des alliages Ni-Cr dans différents milieux.
- Figure 56:** Micrographies MEB de l'alliage Kera NC<sup>®</sup> dans la salive artificielle (a) et le bain de bouche Hexa<sup>®</sup> (b).
- Figure 57:** Micrographies MEB de l'alliage Realloy N<sup>®</sup> dans la salive artificielle (a) et le bain de bouche Hexa<sup>®</sup> (b).
- Figure 58:** Micrographies MEB de l'alliage 4 all<sup>®</sup> dans la salive artificielle (a) et le bain de bouche Hexa<sup>®</sup> (b).
- Figure 59:** Courbes de polarisation de l'alliage Neobond II<sup>®</sup> dans différents milieux.
- Figure 60:** Courbes de polarisation de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> dans différents milieux.
- Figure 61:** Courbes de polarisation de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> dans différents milieux.
- Figure 62:** Histogramme de la résistance de polarisation ( $R_p$ ) des alliages Co-Cr dans différents milieux.
- Figure 63:** Histogramme de la densité de courant de corrosion ( $I_{corr}$ ) des alliages Co-Cr dans différents milieux.
- Figure 64:** Diagrammes d'impédance de l'alliage Neobond II<sup>®</sup> dans différents milieux.
- Figure 65:** Diagrammes d'impédance de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> dans différents milieux.
- Figure 66:** Diagrammes d'impédance de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> dans différents milieux.
- Figure 67:** Histogramme de la résistance de transfert de charge ( $R_{ct}$ ) des alliages Co-Cr

dans différents milieux.

**Figure 68:** Histogramme de la capacité de double couche ( $C_{dl}$ ) des alliages Co-Cr dans différents milieux.

**Figure 69:** Micrographies MEB de l'alliage Neobond II<sup>®</sup> dans la salive artificielle (a) et le bain de bouche Hexide<sup>®</sup> (b).

**Figure 70:** Micrographies MEB de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> dans la salive artificielle (a) et le bain de bouche Hexide<sup>®</sup> (b).

**Figure 71:** Micrographies MEB de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> dans la salive artificielle (a) et le bain de bouche Hexide<sup>®</sup> (b).

**Figure 72:** Effet du pH et de la température sur les courbes de polarisation de l'alliage Kera NH<sup>®</sup> dans la salive artificielle.

**Figure 73:** Effet du pH et de la température sur les courbes de polarisation de l'alliage Commond<sup>®</sup> dans la salive artificielle.

**Figure 74:** Effet du pH et de la température sur les courbes de polarisation de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> dans la salive artificielle.

**Figure 75:** Effet du pH et de la température sur les courbes de polarisation de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> dans la salive artificielle.

**Figure 76:** Histogramme de la résistance de polarisation ( $R_p$ ) des alliages Ni-Cr et Co-Cr dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température.

**Figure 77:** Histogramme de la densité de courant de corrosion ( $I_{corr}$ ) des alliages Ni-Cr et Co-Cr dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température.

**Figure 78:** Effet du pH et de la température sur les diagrammes d'impédance de l'alliage Kera NH<sup>®</sup> dans la salive artificielle.

**Figure 79:** Effet du pH et de la température sur les diagrammes d'impédance de l'alliage Commond<sup>®</sup> dans la salive artificielle.

**Figure 80:** Effet du pH et de la température sur les diagrammes d'impédance de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> dans la salive artificielle.

**Figure 81:** Effet du pH et de la température sur les diagrammes d'impédance de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> dans la salive artificielle.

**Figure 82:** Histogramme de la résistance de transfert de charge ( $R_{ct}$ ) des alliages Ni-Cr et Co-Cr dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température.

**Figure 83:** Histogramme de la capacité de double couche ( $C_{dl}$ ) des alliages Ni-Cr et Co-Cr dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température.

**Figure 84:** Micrographies MEB de l'alliage Kera NH<sup>®</sup> dans la salive acidifiée (a) et à l'état initial (b).

**Figure 85:** Micrographies MEB de l'alliage Commond<sup>®</sup> dans la salive acidifiée (a) et à l'état initial (b).

**Figure 86:** Micrographies MEB de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> dans la salive acidifiée (a) et à l'état initial (b).

**Figure 87:** Micrographies MEB de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> dans la salive acidifiée (a) et à l'état initial (b).

## Liste des Tableaux

- Tableau 1 :** Variation des pourcentages de sécrétion salivaire des glandes majeurs au cours des différentes situations.
- Tableau 2 :** Volume moyen de sécrétion des glandes mineures.
- Tableau 3 :** Principales caractéristiques des prothèses dentaires.
- Tableau 4 :** Composition des alliages d'or.
- Tableau 5 :** Propriétés des alliages d'or utilisés en dentisterie.
- Tableau 6 :** Différents grades de titane commercialement pur.
- Tableau 7 :** Composition des alliages de titane utilisés en clinique.
- Tableau 8 :** Comparaison entre les propriétés mécaniques des alliages nickel-chrome et cobalt- chrome.
- Tableau 9 :** Propriétés mécaniques des aciers inoxydables 18/8.
- Tableau 10:** Compositions des alliages Ni-Cr.
- Tableau 11:** Compositions des alliages Co-Cr.
- Tableau 12:** Compositions des bains de bouche testés.
- Tableau 13:** Composition de la salive artificielle (Fusayama-Meyer).
- Tableau 14:** Paramètres de corrosion de l'alliage Kera N<sup>®</sup> obtenus à partir des courbes de polarisation potentiodynamique dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat.
- Tableau 15:** Paramètres de corrosion de l'alliage Commend<sup>®</sup> obtenus à partir des courbes de polarisation potentiodynamique dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat.
- Tableau 16:** Paramètres de corrosion de l'alliage 4 all<sup>®</sup> obtenus à partir des courbes de polarisation potentiodynamique dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat.
- Tableau 17:** Paramètres de corrosion de l'alliage Neobond II<sup>®</sup> obtenus à partir des courbes de polarisation potentiodynamique dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat.
- Tableau 18:** Paramètres de corrosion de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> obtenus à partir des courbes de polarisation potentiodynamique dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat.
- Tableau 19:** Paramètres de corrosion de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> obtenus à partir des courbes de polarisation potentiodynamique dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat.

- Tableau 20 :** Paramètres de corrosion de l'alliage Kera N<sup>®</sup> obtenus à partir des mesures d'impédance dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat.
- Tableau 21 :** Paramètres de corrosion de l'alliage Commend<sup>®</sup> obtenus à partir des mesures d'impédance dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat.
- Tableau 22 :** Paramètres de corrosion de l'alliage 4 all<sup>®</sup> obtenus à partir des mesures d'impédance dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat.
- Tableau 23 :** Paramètres de corrosion de l'alliage Neobond II<sup>®</sup> obtenus à partir des mesures d'impédance dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat.
- Tableau 24 :** Paramètres de corrosion de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> obtenus à partir des mesures d'impédance dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat.
- Tableau 25 :** Paramètres de corrosion de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> obtenus à partir des mesures d'impédance dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat.
- Tableau 26 :** Paramètres de corrosion de l'alliage Kera NC<sup>®</sup> obtenus à partir des courbes de polarisation potentiodynamique dans différents milieux.
- Tableau 27 :** Paramètres de corrosion de l'alliage Realloy N<sup>®</sup> obtenus à partir des courbes de polarisation potentiodynamique dans différents milieux.
- Tableau 28 :** Paramètres de corrosion de l'alliage 4 all<sup>®</sup> obtenus à partir des courbes de polarisation potentiodynamique dans différents milieux.
- Tableau 29:** Paramètres de corrosion de l'alliage Neobond II<sup>®</sup> obtenus à partir des courbes de polarisation potentiodynamique dans différents milieux.
- Tableau 30:** Paramètres de corrosion de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> obtenus à partir des courbes de polarisation potentiodynamique dans différents milieux.
- Tableau 31:** Paramètres de corrosion de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> obtenus à partir des courbes de Polarisation potentiodynamique dans différents milieux.
- Tableau 32:** Paramètres de corrosion de l'alliage Neobond II<sup>®</sup> obtenus à partir des mesures d'impédance dans différents milieux.
- Tableau 33 :** Paramètres de corrosion de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> obtenus à partir des mesures d'impédance dans différents milieux.
- Tableau 34:** Paramètres de corrosion de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> obtenus à partir des mesures d'impédance dans différents milieux.



**Tableau 35:** Paramètres de corrosion de l'alliage Kera NH<sup>®</sup> obtenus à partir des courbes de polarisation dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température.

**Tableau 36:** Paramètres de corrosion de l'alliage Commond<sup>®</sup> obtenus à partir des courbes de polarisation dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température.

**Tableau 37:** Paramètres de corrosion de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> obtenus à partir des courbes de polarisation dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température.

**Tableau 38:** Paramètres de corrosion de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> obtenus à partir des courbes de polarisation dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température.

**Tableau 39:** Paramètres de corrosion de l'alliage Kera NH<sup>®</sup> obtenus à partir des mesures d'impédance dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température.

**Tableau 40:** Paramètres de corrosion de l'alliage Commond<sup>®</sup> obtenus à partir des mesures d'impédance dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température.

**Tableau 41:** Paramètres de corrosion de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> obtenus à partir des mesures d'impédance dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température.

**Tableau 42:** Paramètres de corrosion de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> obtenus à partir des mesures d'impédance dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température.

---

# INTRODUCTION GÉNÉRALE



---

## INTRODUCTION GÉNÉRALE

Depuis plusieurs décennies, nombreux alliages sont utilisés en médecine dentaire pour les obturations, les prothèses fixées et amovibles, les appareils d'orthodontie et les implants dentaires. Ces alliages ont un certain nombre de métaux qui incluent l'or, le palladium, l'argent, le nickel, le cobalt, le chrome, le fer et le titane.

Les facteurs les plus importants qui influent sur le choix des alliages métalliques dentaires sont l'acceptabilité du corps pour ces alliages, ou ce qu'on appelle la biocompatibilité [1,2]. Le tissu du patient qui est en contact avec les matériaux ne doit souffrir d'aucune réaction toxique, agaçante, inflammatoire, allergique, mutagène ou cancérogène [3,4]. La biocompatibilité des alliages dentaires est principalement liée à leur comportement à la corrosion [5-8].

Au cours de la dernière décennie, il y a de plus d'intérêt chez les professionnels dentaires et biomédicaux sur les effets secondaires associés à l'utilisation de biomatériaux, en particulier les matériaux métalliques [9]. De nombreuses investigations ont démontré que les ions métalliques peuvent être libérés à partir de matériaux métalliques en conséquence de la corrosion [10-13].

Nombreuses études ont montré que les alliages alternatifs, qui sont apparus sur le marché en raison du prix élevé de l'or, libèrent beaucoup d'ions plus que les alliages conventionnels [14, 15]. Les ions métalliques qui sont libérés à partir d'alliages dentaires dans la cavité buccale peuvent conduire soit à des réactions toxiques ou allergiques [13]. Par ailleurs, ils peuvent être transférés aux organes distants, et être la cause des changements différents et de l'apparition de quelques maladies [17].

Huang [18, 19] a étudié, l'influence de la composition d'alliage dentaire Ni-Cr sur son comportement à la corrosion dans la salive artificielle acide. Selon Bayramoglu [20], les caractéristiques de la corrosion des métaux et alliages dépendent de la composition de l'alliage, la rugosité de surface, la température, le pH et la présence d'inhibiteurs.

Les alliages utilisés en milieu buccal sont exposés à l'influence des facteurs chimiques, biologiques, mécaniques, thermiques et électriques. Ces facteurs peuvent avoir un effet négatif sur les caractéristiques fonctionnelles et esthétiques des matériaux dentaires [21].

---

Les alliages métalliques les plus utilisés en médecine dentaire sont les alliages nickel-chrome et cobalt-chrome, qui sont utilisés pour la réalisation de couronnes, de bridges et de prothèses partielles amovibles.

Le khat (*Catha edulis*) est une plante à feuilles persistantes qui pousse à haute altitude en Afrique orientale et dans la péninsule arabique. Mâcher ses feuilles fraîches est une habitude très répandue dans les populations locales, plusieurs millions de personnes consomment du khat régulièrement à des séances sociales qui durent souvent des heures [22, 23]. Les principaux ingrédients des feuilles de khat incluent des alcaloïdes, des tanins et les flavonoïdes, elles contiennent également des acides aminés, des vitamines, des minéraux et des fluorures [24-30].

Lorsque des feuilles de khat sont placées dans la bouche et mastiquées pendant plusieurs heures, elles se trouvent en contact prolongé avec les alliages Ni-Cr et Co-Cr des prothèses fixées et amovibles, si le patient est réhabilité par ce type de prothèse.

Au cours du traitement par prothèses dentaires fixées et amovibles métalliques, les praticiens recommandent à leurs patients l'utilisation de bains de bouche pour l'hygiène buccale. Souvent, il est recommandé qu'après cette utilisation, le patient ne doit ni manger, ni boire et ni se rincer, donc les composantes des bains de bouche restent présents longtemps, et il est difficile de déterminer la durée exacte de contact entre alliages Ni-Cr et Co-Cr et ces bains de bouche. Par ailleurs, les bains de bouche contenant des produits chimiques peuvent se dissoudre dans la salive et affecter la corrosion de matériaux métalliques.

Aussi, les valeurs de température et de pH changent à l'intérieur de la bouche pendant la prise des différents aliments et liquides. Donc, les matériaux utilisés en milieu buccal doivent résister à l'humidité et aux changements de température et de pH.

L'objectif de ce travail est d'étudier l'influence des extraits de khat, des différents bains de bouche, du pH et de la température sur la résistance à la corrosion des alliages dentaires Ni-Cr et Co-Cr utilisés pour la fabrication des prothèses dentaires fixées et amovibles métalliques, par rapport à une solution de référence, à savoir la salive artificielle type Fusayama Meyer. Cette étude a été réalisée au moyen de la polarisation potentiodynamique, de la spectroscopie d'impédance électrochimique (SIE) et de l'analyse de surface par microscopie électronique à balayage.

---

Ce travail est divisé en deux parties : la première partie est théorique sous forme de revue de littérature et la deuxième partie est pratique sous forme d'étude expérimentale.

La première partie comprend elle-même deux chapitres:

- Le premier chapitre qui traite des généralités des biomatériaux, des aspects fondamentaux de la corrosion, de la notion d'électrolyte salivaire, et des rappels sur le khat et sur les bains de bouche.
- Le deuxième chapitre rappelle les notions fondamentales des prothèses dentaires et des différents alliages utilisés pour leur fabrication.

La deuxième partie (expérimentale) est divisée en quatre chapitres:

- Dans le premier chapitre nous avons présenté les différents matériaux qui seront étudiés dans ce travail. Aussi ce chapitre est consacré à la description des différentes techniques expérimentales utilisées. Nous précisons, plus particulièrement, l'originalité et les conditions opératoires du dispositif adopté pour l'étude de la corrosion.
- Le deuxième chapitre concerne le comportement de la corrosion des alliages dentaires Ni-Cr et Co-Cr dans la salive artificielle avec différentes concentrations de l'extrait de khat afin d'évaluer l'influence des compositions du Khat sur la résistance à la corrosion des alliages dentaires Ni-Cr et Co-Cr.
- Le troisième chapitre s'intéresse au comportement de la corrosion des alliages dentaires Ni-Cr et Co-Cr dans différents bains de bouche afin d'évaluer l'influence de ces bains de bouche sur la résistance à la corrosion de ces alliages.
- Le quatrième et dernier chapitre s'oriente vers l'influence du pH et de la température sur la résistance à la corrosion des alliages dentaires Ni-Cr et Co-Cr dans la salive artificielle qui regroupe les résultats des tests électrochimiques et de l'analyse de surface sur le comportement de la corrosion de ces matériaux.

Une conclusion générale résumera l'ensemble des résultats de cette étude et présentera les recommandations qu'elle apporte concernant l'étude de l'influence de l'extrait de khat, des différents bains de bouche, du pH et de la température sur la résistance à la corrosion des alliages dentaires Ni-Cr et Co-Cr.

---

**PREMIERE PARTIE :  
REVUE DE LA  
LITTERATURE**



---

# CHAPITRE I

## GENERALITES

### I.1. GENERALITES SUR LES BIOMATERIAUX

#### I.1.1. Définition et historique

Les biomatériaux sont des matériaux destinés à être en contact avec les tissus vivants et/ou les fluides biologiques pour remplacer tout tissu, organe ou fonction du corps. La Société Européenne des Biomatériaux a défini lors de la conférence de Chester en 1991 un biomatériau comme « un matériau conçu pour interagir avec le système biologique, en participant à la constitution d'un dispositif à visée diagnostique ou à celle d'un substitut de tissu ou d'organe ou encore à celle d'un dispositif de suppléance (ou d'assistance) fonctionnelle » [31]. En d'autres termes, ce sont des matériaux compatibles avec l'organisme dans lequel ils sont utilisés pour [32]:

- Pallier la déficience d'un organe (les implants).
- Etre employés en chirurgie réparatrice (les prothèses).
- Etre utilisés dans la fabrication des outils d'investigation du corps humain (appareils et articles médico-chirurgicaux).

Ils ne se définissent donc pas par une nature particulière mais par l'usage auquel on les destine (orthopédie, odontologie, cardio-vasculaire, ophtalmologie, chirurgie esthétique).

Le développement des biomatériaux en médecine doit beaucoup à la recherche dans les industries chimiques, métallurgiques, nucléaires, aéronautiques qui ont été des viviers féconds et le sont toujours. Leurs connaissances ont été sources de progrès considérables pour la santé [33].

Les progrès de la chirurgie reconstructive, orthopédique et vasculaire sont traduits par une demande de plus en plus pressante de matériaux pour implantation. Ainsi l'acier inoxydable, premier matériau utilisé avec succès dans la conception de prothèses de hanche dans les années 50, résulte des décennies de l'industrie chimique [33]. Les polyesters ont été utilisés après les années 50, comme prothèses vasculaires. Puis vinrent les plastiques, mais ils soulevèrent un sérieux problème: Leur contact avec les fluides du corps favorisait la libération de substances qui pouvaient se révéler toxique pour l'organisme [32]. Le titane découvert en médecine à la fin des années 60 par Branemark et coll. (1969) était déjà utilisé dans

---

l'aéronautique pour sa combinaison faible densité/ résistance mécanique [34]. Le polyméthylméthacrylate (PMMA) pour les lentilles intraoculaires, a suivi un cheminement analogue trouvant son origine dans les cockpits d'avions anglais pendant la guerre. Il en est de même pour de nombreux matériaux utilisés depuis longtemps [33].

Dans les années 70, les chercheurs sélectionnèrent donc les plastiques et les métaux en fonction de leur toxicité. Les alliages à base de titane sortirent parmi les grands gagnants. Mais, malgré tous leurs avantages, ces biomatériaux ne s'intégraient toujours pas parfaitement au corps humain.

Les matériaux des premiers implants ne devaient pas cependant résister à l'usage et il fallut bien vite essayer de trouver des matériaux adaptés. La science des biomatériaux était née et enrichissait le vocabulaire biomédical d'une série de nouveaux mots destinés à définir les interactions entre un organisme vivant et un matériau. L'allongement de la durée de vie et l'exigence de plus en plus grande d'une bonne qualité de vie, ont conduit à une augmentation rapide du nombre de systèmes implantés, tendance qui ne peut que s'affirmer dans l'avenir. De plus, les progrès réalisés dans le domaine permettent des interventions chirurgicales autrefois impossibles ainsi que la conception de nouveaux systèmes lieux intégrés et plus efficaces [32]. L'évolution des biomatériaux devait tenir compte des caractéristiques de notre organisme.

### **I.1.2. Les différents biomatériaux [32]**

La plupart des matériaux utilisés aujourd'hui viennent du travail des laboratoires biologiques. Les biomatériaux peuvent être soit inertes (alumine, zircone titane, polymères...), soit actifs (céramiques de phosphate de calcium en HAP et  $\beta$ TCP, vitrocéramiques ...;) soit résorbables ( $\beta$ TCP, bioverres, polymères...)

On distingue cinq grandes catégories de biomatériaux :

- Les matériaux d'origine naturelle.
- Les matériaux et les alliages métalliques.
- Les céramiques.
- Les polymères synthétiques.
- Les textiles.



---

Les métaux et les polymères constituent la majeure partie des biomatériaux utilisés actuellement.

### **I.1.3. Les champs d'applications des biomatériaux**

La chirurgie réparatrice constitue le domaine d'application le plus important des biomatériaux. D'autres spécialités médicales recourent également à des outils d'investigation ou d'intervention endoscopique impliquant des matériaux appelés aussi à être confrontés au lieu biologique [35]. Les champs d'applications des biomatériaux sont divers:

#### **I.1.3.1. Ophtalmologie**

- Lentilles.
- Implants.
- Coussinets de récupération.
- Produits visqueux de chambre postérieure.

#### **I.1.3.2. Odontologie-stomatologie**

- Matériaux de restauration et de comblement dentaire et osseux.
- Orthodontie.
- Traitement du parodonte et de la pulpe.
- Implants.
- Reconstruction maxillo-faciale.

#### **I.1.3.3. Chirurgie orthopédique**

- Prothèses articulaires (hanche, coude, genou, poignet,...).
- Orthèses.
- Ligaments et tendons artificiels.
- Cartilage.
- Chirurgie du rachis.
- Réparation de fractures (vis, plaques, clous, broches).
- Matériaux de comblement osseux injectable.

---

#### **I.1.3.4. Cardiovasculaire**

- Valves cardiaques.
- Matériel pour circulation extracorporelle (oxygénateurs, tubulures, pompes).
- Cœur artificiel.
- Assistance ventriculaire.
- Stimulateur cardiaque.
- Prothèses vasculaires.
- Matériels pour angioplastie lésionnelle coronarienne.
- Cathéters endoveineux.

#### **I.1.3.5. Urologie/néphrologie**

- Dialyseurs.
- Poches, cathéters et tubulures pour dialyse péritonéale.
- Rein artificiel portable.
- Prothèses de pénis.
- Matériaux pour traitement de l'incontinence.

#### **I.1.3.6. Endocrinologie-chronothérapie**

- Pancréas artificiel.
- Pompes portables et implantables.
- Systèmes de libération contrôlée de médicaments.
- Biocapteurs.

#### **I.1.3.7. Chirurgie esthétique**

- Matériaux et implants pour chirurgie esthétique.

#### **I.1.3.8. Chirurgie générale et divers**

- Drains de chirurgie.
- Colles tissulaires.
- Peau artificielle.
- Produits de contraste.
- Produits pour embolisation.
- Produits pour radiologie interventionnelle.

---

#### **I.1.4. Les matériaux et le milieu vivant**

Les réactions de l'organisme à un système implanté dépendent étroitement du milieu d'implantation et de la nature du matériau. Le corps étranger implanté va provoquer au sein de l'organisme des réactions chimiques et physiques (électriques, mécanique, rhéologiques,...etc) qui entraînent des réactions biologiques. Dans tous les cas ces réactions conduisent à une modification de l'interface matériau-milieu vivant qui se traduit par l'interposition d'une couche de protéines, voire de minéraux à la surface du matériau et une adaptation des tissus environnants.

La science des biomatériaux était née et enrichissait le vocabulaire biomédical d'une série de nouveaux mots destinés à définir les interactions entre un organisme vivant et un matériau [32].

##### **➤ La biocompatibilité**

Plusieurs définitions permettent de clarifier le mot biocompatibilité. Lors d'une conférence de consensus réunie en Grande-Bretagne par la Société Européenne pour les biomatériaux (1986), la biocompatibilité a été définie comme « la capacité d'un matériau à être utilisé avec une réponse appropriée de l'hôte pour une application spécifique » [2, 36].

EXBRAYAT propose en 1998 une définition plus détaillée : « la biocompatibilité d'un matériau est l'ensemble des interrelations entre ce matériau et le milieu environnant, et leurs conséquences biologiques locales ou générales, immédiates ou différées, réversibles ou définitives » [37].

Elle se définit aujourd'hui, comme le contrôle permanent des influences réciproques entre l'organisme et le matériau de façon, qu'il n'ait pas d'effets défavorables sur l'autre (aucun phénomène de rejet ni de toxicité n'est observé) [33].

La biocompatibilité d'un matériau est régie par deux mécanismes : les effets du matériau sur le milieu et les effets du milieu sur le matériau. Il faut suivre l'évolution de l'un et l'autre, sans oublier leur interface. Ces interactions se déroulent non seulement autour du matériau mais également à distance, suivant les éléments relargués. Elles se manifestent à court, moyen ou long terme selon le type de matériau. Elles peuvent être intenses ou modérées, brèves ou permanentes ou bien apportant soit une cicatrisation complète soit une nuisance

---

chronique. Ces multiples facettes de la biocompatibilité nécessitent de se doter d'outils d'évaluation capables de les appréhender.

Elle est évaluée par les tests suivants :

- Tests in vitro (tests initiaux) : réalisés au laboratoire.
- Tests in vivo (tests secondaires) : réalisés sur une espèce animale.
- Tests précliniques, réalisés sur l'être humain.

Les principaux facteurs qui influencent la biocompatibilité sont :

- La composition chimique du matériau.
- Les propriétés physiques du matériau (topographie de surface, la géométrie, l'énergie de surface...).

➤ **La biodégradabilité**

C'est la capacité d'un matériau à être décomposé par des micro-organismes vivants (bactéries, enzyme, champignons, ...). La mesure de la biodégradabilité d'un matériau permet d'évaluer son impact sur l'environnement. Elle dépend des caractéristiques du matériau, de son procédé de fabrication, et des paramètres physico- chimiques et microbiologiques du milieu de dégradation (sol, eau, etc...). La biodégradation correspond à la perte des propriétés physiques [38]. On distingue deux types de dégradation :

- Une dégradation purement chimique, déterminée par le milieu uniquement.
- Une dégradation purement biologique, déterminée par les cellules.

➤ **La biorésorbabilité**

Un matériau biorésorbable est un matériau destiné à se résorber et à être remplacé par un tissu vivant, il disparaît complètement après biodégradation à plus ou moins long terme.

➤ **La bioactivité**

Selon Hench (1990) la bioactivité désigne les caractéristiques d'un matériau lui permettant d'obtenir une liaison avec les tissus environnants sans interposition d'une couche fibreuse (contact direct entre le tissu et le matériau) [39]. Elle dépend directement des propriétés chimiques et physico-chimiques du matériau, et s'oppose à la bioinertie (aucune

---

réaction n'a lieu entre le matériau et les tissus vivants, la couche fibreuse d'encapsulation est de faible épaisseur, voire difficilement observable) [40].

### **I.1.5. Les propriétés des biomatériaux**

Les biomatériaux doivent avoir des propriétés mécaniques et physico-chimiques aussi proches que possibles des propriétés de l'organe ou de la partie de l'organe. Ces propriétés peuvent être regroupées selon trois grands thèmes [35]:

- **Propriétés mécaniques**

Les propriétés mécaniques (module d'élasticité, dureté, résistance à la compression,...etc) doivent être aussi proches que possible des propriétés de l'organe remplacé. Elles doivent être garanties après implantation.

Il est important de signaler qu'en fonction du type d'essai réalisé sur un échantillon, les modules d'Young obtenus peuvent être différents. Ceci s'explique principalement par les propriétés mécaniques de l'échantillon (comme l'anisotropie) mais également par l'essai lui-même.

Dans les méthodes expérimentales de caractérisation, de nombreux paramètres influencent la mesure des propriétés mécaniques ou physiques. Les dimensions, les conditions aux limites des échantillons, les modes de chargement (statique ou dynamique), la précision des moyens de mesures...etc.

- **Propriétés physico-chimiques**

Les propriétés physico-chimiques (forme, taille, température de traitement, composition chimique, corrosion, biodégradation...etc.), ont également une importance au niveau de la stérilisation. La stérilité des matériaux implantables doit pouvoir être garantie et implique que ces matériaux ne doivent pas être vecteurs de germes.

- **Propriétés biologiques**

Les caractéristiques biologiques (bioadhésion, réactions allergiques et toxiques, biodégradation...) se définissent par la réaction du vivant au contact des matériaux. Le matériau ne doit pas introduire de toxicité, ni par lui-même ni par produits de dégradation ou de relargage. Les biomatériaux doivent répondre à un cahier de charge précis afin de permettre une réponse biologique optimale.

---

## **I.2. GENERALITES SUR LA CORROSION**

### **I.2. 1. Définition [41-44]**

La corrosion est la dégradation (l'attaque) d'un matériau par le milieu environnant. Elle résulte de l'interaction physico-chimique entre un métal et le milieu. Elle conduit à une dégradation fonctionnelle du métal lui-même, de son environnement et du système technique constitué par les deux facteurs.

On distingue globalement deux types de corrosion :

- Corrosion aqueuse : le milieu corrosif est un électrolyte aqueux.
- Corrosion sèche qui se manifeste à haute température, le milieu corrosif est un gaz ( $O_2$ , HF,  $H_2S$ , ...).

Les processus de corrosion sont des réactions hétérogènes chimiques et électrochimiques. Mais souvent la corrosion s'effectue par voie électrochimique.

### **I.2.2. Les différents types de corrosion des alliages [43-48]**

#### **I.2.2.1. Corrosion uniforme**

La corrosion uniforme est une perte de matières plus ou moins régulière sur toute la surface. L'alliage 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.

D'un point pratique le couplage d'un ou plusieurs réactions 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.

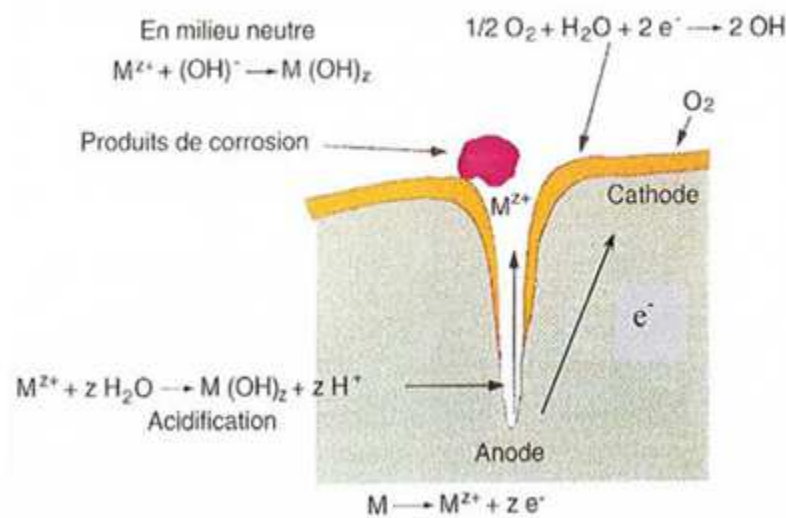
#### **I.2.2.2. Corrosion par piqûres**

C'est la corrosion d'une surface métallique confinée à un point ou à une zone très réduite et qui prend la forme d'une cavité de quelques dizaines de micromètres (figure 1). Elle est produite par des anions, notamment les chlorures sur les métaux protégés par un film d'oxyde (acier inoxydable, titane). Elle peut être très rapide.

L'initiation des piqûres se fait par rupture mécanique (chocs, rayures, ...) ou chimique (solution contenant des chlorures, hypochlorite...). Une fois le défaut créé dans la couche de passivation, la croissance des piqûres se fait par la mise en action d'une pile électrochimique :

- le fond de la piqûre est le siège de la réaction anodique,
- la surface de la pièce restée passive est le siège de la réaction cathodique.

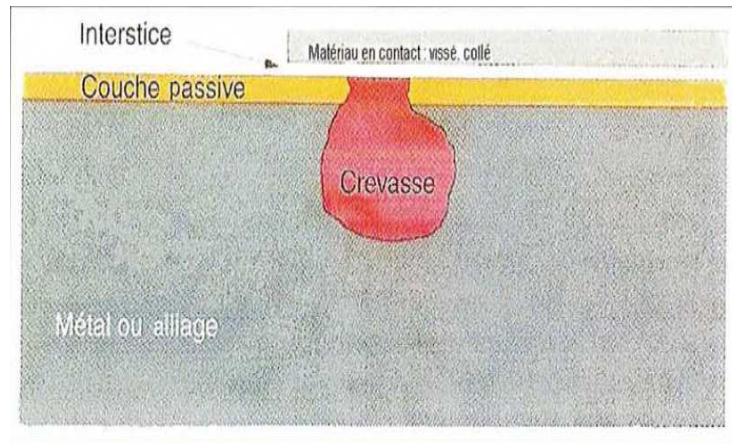
Le processus de propagation de la piqûre est entretenu par le degré d'acidité que l'on rencontre au fond de la cavité. En effet, les ions chlorures créent un milieu favorable à la croissance de la piqûre et la réduction de l'agent oxydant produit des ions hydrogènes  $H^+$  qui diminuent le pH à l'intérieur de la piqûre jusqu'à 1,3-1,5 même si le pH de l'ensemble de la solution reste neutre.



**Figure 1** : Corrosion par piqûres.

### I.2.2.3. Corrosion par crevasses ou corrosion caverneuse

La corrosion caverneuse se produit entre deux surfaces à proximité ou dans des endroits où la constriction échange d'oxygène n'est pas disponible. Il se produit souvent à travers l'application des parties non métalliques de métal (c.-à ligatures en élastomère sur un support). La diminution du pH et augmentation de la concentration d'ions chlorure sont deux facteurs essentiels dans le déclenchement et la propagation du phénomène de corrosion caverneuse. Lorsque l'acidité du milieu augmente avec le temps de la couche passive de l'alliage se dissout et il accélère processus de corrosion locale.



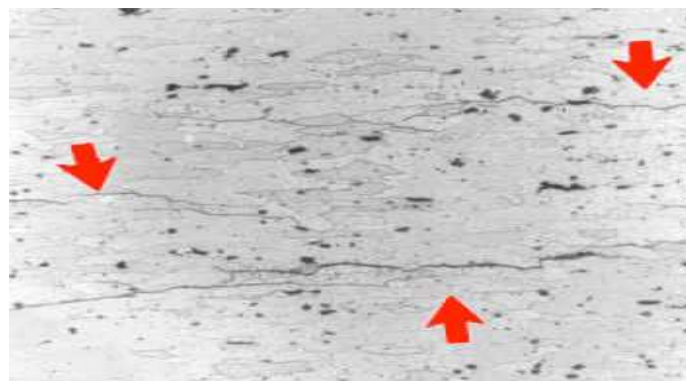
**Figure 2 :** Corrosion par crevasses.

#### **I.2.2.4. Corrosion intra granulaire**

Elle se manifeste à l'intérieur des cristaux. Ce type de corrosion apparaît en particulier dans les matériaux de structure cubique à faces centrées soumis à une contrainte de traction et plongés dans un milieu spécifique.

#### **I.2.2.5. Corrosion intergranulaire**

C'est une corrosion galvanique d'un type particulier puisqu'elle se produit au sein même d'un alliage. Elle est due à des différences importantes de potentiel de dissolution des phases constitutives d'un alliage. Elle se produit préférentiellement aux joints de grains et peut être due à la présence de précipités ou impuretés. Elle est peu fréquente dans les alliages dentaires.



**Figure 3 :** Corrosion intergranulaire [48].



---

### **I.2.2.6. Corrosion sous contraintes (C.S.C)**

C'est la combinaison de l'effet de contraintes localisées et d'un milieu corrosif (Fig.4). Les contraintes augmentent fortement le processus de corrosion. En l'absence de la contrainte, le phénomène de corrosion ne se produit pas.

La C.S.C se manifeste sous forme de fissures qui peuvent être soit inter granulaires, soit transgranulaires. Les pertes de poids des matériaux corrodés sont en général très faibles car la corrosion est localisée. Cependant, ce type de corrosion a des conséquences pratiques importantes étant donné la variété des matériaux métalliques qui en sont le siège, et le caractère du phénomène difficilement prévisible.



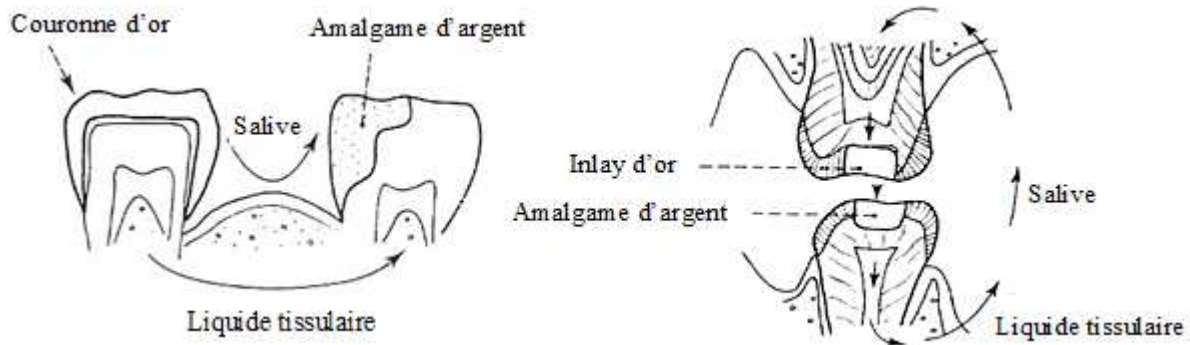
**Figure 4 :** Corrosion sous contrainte [48].

### **I.2.2.7. Corrosion galvanique [49-51]**

La corrosion galvanique ou « électrogalvanisme buccal » est une réaction électrochimique qui peut survenir entre des métaux ou alliages hétérogènes insérés dans la cavité buccale, elle se traduit par une symptomatologie clinique et des effets pathologiques (Fig.5). Cette forme de corrosion est certainement l'une de celles dont les conditions sont le plus fréquemment réunies dans le milieu buccal.

Elle est compliquée par l'aération différentielle de certains matériaux, ce qui induit une destruction partielle ou complète de l'élément enfoui (principalement en alliages non précieux) entraînant une diffusion d'espèce métallique et/ou relargage de sels.

Ces métaux vont, en effet, présenter des potentiels électriques différents qui conduisent à la formation d'un courant galvanique et à la libération d'ions métalliques. Il s'agit généralement d'un courant électrique de très basse tension.



**Figure 5 :** Situations cliniques de corrosion galvanique [49].

### I.2.3. Les facteurs qui influencent la corrosion

La corrosion étant un problème d'interface métal/milieu, il est possible de classer les facteurs qui influencent les processus en deux grandes rubriques: les facteurs liés au milieu et ceux liés au métal.

#### I.2.3.1. Facteurs liés au milieu

- **Influence de l'oxygène :**

L'oxygène joue un rôle important dans les mécanismes de corrosion des alliages dans le milieu aéré. La dissolution de l'oxygène est gouvernée par des lois physiques et dépend de la pression atmosphérique, de la température et de la salinité de l'eau. La solubilité de l'oxygène décroît lorsque la température et la salinité augmentent, mais elle s'accroît avec la pression. La solubilité de l'oxygène est de  $2,8 \cdot 10^{-4}$  mol/l à  $20^\circ\text{C}$  en eau pure alors qu'elle est réduite à  $2,3 \cdot 10^{-4}$  mol/l à  $20^\circ\text{C}$  pour une salinité de 35%. En général, la concentration en oxygène dissous est comprise entre 0 et  $5 \cdot 10^{-3}$  mol/L [52].

- **Influence du pH :**

Le pH de la solution est un facteur susceptible d'affecter la stabilité du film passif, l'augmentation de l'acidité et donc la quantité de protons à tendance à déstabiliser le film passif. Un milieu très acide freine la déprotonisation à laquelle la formation du film passif conduit et peut même provoquer la dissolution d'un film déjà formé [52].

---

- **Salinité**

Les chlorures sont des ions agressifs, souvent à l'origine de corrosion localisée. Leur présence en solution aqueuse s'accompagne de deux effets complémentaires: d'une part, leur concentration locale induit une acidification du milieu, et, d'autre part, le film passif en surface du métal devient moins efficace car plus instable et donc plus susceptible de se rompre localement. Un autre effet de la salinité sur la corrosion résulte de son influence sur la conductivité du milieu aqueux. Cependant, la forte conductivité des milieux salins tels que l'eau de mer implique que la résistivité de l'électrolyte va jouer un rôle mineur dans la cinétique des réactions de corrosion [53].

- **Température**

Généralement, l'augmentation de la température accélère les phénomènes de corrosion car elle diminue les domaines de stabilité des métaux et accélère les cinétiques de réactions et de transport. L'importance de son influence diffère cependant en fonction du milieu corrosif [53].

### **I.2.3.2. Facteurs métallurgiques**

Les facteurs métallurgiques sont nombreux et ont de grandes influences sur les processus réactionnels de la corrosion. Nous ne citerons sommairement que les plus importants, à savoir: composition de l'alliage, procédés d'élaboration, impuretés, traitements thermiques, traitements mécaniques, additions protectrices et caractéristiques cristallographiques (il s'agit essentiellement du type de structure à l'échelle du réseau et de la dimension des grains) [54].

---

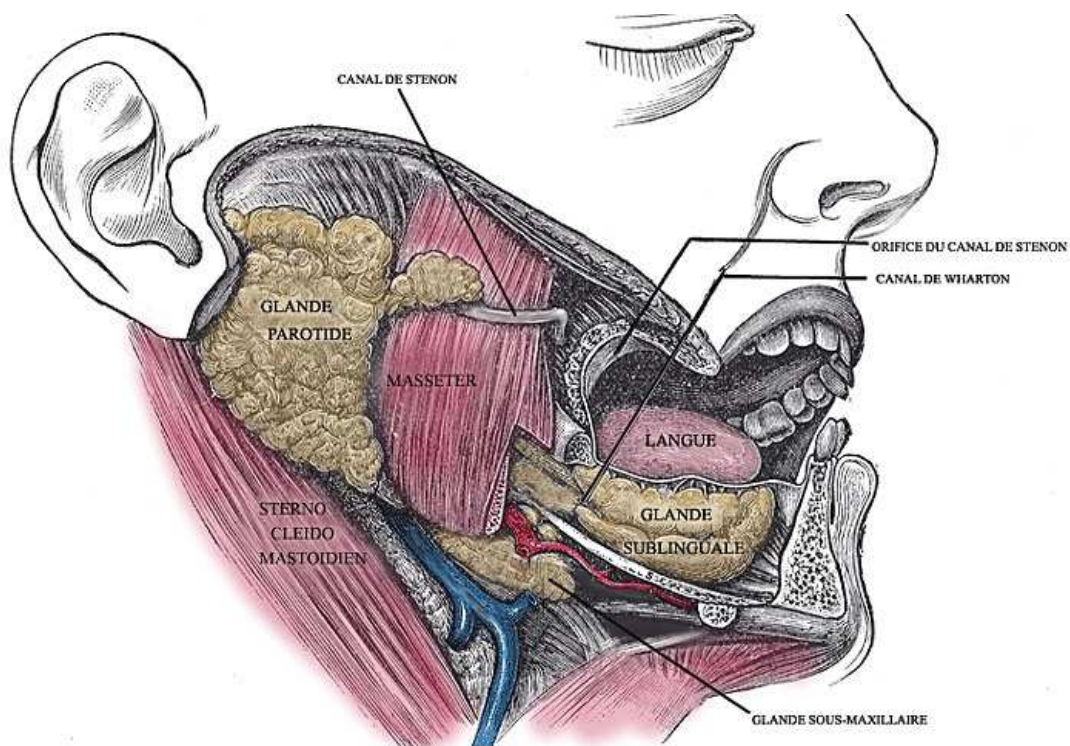
### I.3. GENERALITES SUR L'ELECTROLYTE SALIVAIRE

#### I.3.1. Introduction [55-60]

Les glandes salivaires, annexées à la cavité buccale, sécrètent un fluide appelé salive. Son rôle essentiel en physiologie orofaciale intervient au cours de la mastication, de la phonation, de la déglutition et de la gustation. La sécrétion salivaire résulte de processus complexes soumis à de nombreuses régulations nerveuses et hormonales.

La salive est élaborée par deux catégories de glandes exocrines :

- Les glandes salivaires dites « majeures », anatomiquement bien délimitées, et présentant une architecture interne complexe. Elles sont au nombre de trois :
  - La glande parotide : elle est la plus volumineuse, sa situation anatomique est superficielle, en-dessous et en avant du méat acoustique externe, et en arrière du Ramus. Le drainage de la salive dans la cavité buccale se fait via le canal de Sténon au niveau de la face interne de la joue, en regard des molaires supérieures (Fig.6)
  - La submandibulaire : elle a la taille d'une amande. Elle est située dans la partie latérale de la région sus-hyoïdienne, et longe la base de la branche horizontale de la mandibule. Elle débouche sur la cavité buccale par le canal de Wharton (Fig.6)
  - La sublinguale : elle est de forme allongée, aplatie transversalement ; elle est située entre la mandibule et la base de la langue, de part et d'autre du frein lingual. Son conduit excréteur, le conduit sublingual, débouche au niveau de la papille sublinguale, en dehors de la caroncule linguale. (Fig.6)
- Les glandes salivaires dites « mineures » sont disséminées sur toute la surface de la muqueuse buccale, excepté au niveau des gencives et du vermillon des lèvres. Leur existence et leur situation sont variables selon les individus. ces glandes labiales, jugales, palatines, vélaires, linguales, dorsales ou marginales sécrètent une quantité de salive négligeable par rapport au volume total salivaire.



**Figure 6 :** Anatomie des glandes salivaires [134].

### **I.3.2. Caractéristiques physicochimiques de la salive [61]**

#### **I.3.2. 1. Débit salivaire**

Le volume de la salive sécrétée par l'ensemble des glandes salivaires est en moyenne de 750 ml par 24 heures. Il varie cependant en fonction du type de stimulation et de l'état de vigilance du sujet (tableau 1). La salive totale obtenue résulte d'un mélange du produit de sécrétion des glandes parotides, submandibulaires, sublinguales et des glandes accessoires des muqueuses : labiale, palatine, linguale et jugale (tableau 2). À cette salive séromuqueuse se mélange le fluide gingival qui représente 0,1 % du volume salivaire total.

**Tableau 1 :** Variation des pourcentages de sécrétion salivaire des glandes majeurs au cours des différentes situations [56].

	Sécrétion non stimulée (de repos)	Sécrétion stimulée acide (gustation)	Sécrétion stimulée mécanique (mastication)	Sécrétion au cours du sommeil
Les glandes parotides	20%	31%	60%	0%
Les glandes submandibulaires	70%	60%	30%	45% à 80%
Les glandes sublinguales	5%	3%	5%	10%

**Tableau 2 :** Volume moyen de sécrétion des glandes mineures [62].

Glandes palatines	0,70 $\mu\text{L} / \text{min}/\text{cm}^2$ d'épithélium
Glandes labiales	1 $\mu\text{L} / \text{min}/\text{cm}^2$
Glandes jugales	2,5 $\mu\text{L} / \text{min}/\text{cm}^2$

### I.3.2. 2. Composition de la salive

La salive est un mélange complexe de sécrétions produites par les glandes salivaires, de résidus alimentaires, de fluide gingival, de cellules épithéliales et de nombreux électrolytes d'origine plasmatique. Son pH varie entre 6,7 et 8,5 chez l'homme. Elle est composée à 99 % d'eau. Le 1 % restant est représenté par des constituants organiques et inorganiques [63].

- **Constituants organiques**

L'essentiel des composants organiques de la salive est représenté par deux catégories de protéines : les protéines extrinsèques, issues du sérum, et les protéines intrinsèques, synthétisées par la glande salivaire.

---

- **Constituants inorganiques**

Les constituants inorganiques de la salive sont les ions sodium, potassium, calcium, hydrogène ( $H^+$ ), chlorures, phosphates, bicarbonates, thiocyanates, des halogènes (l'iode, le fluor) et des métaux (le cuivre et le fer).

### **I.3.3. Les facteurs influençant la salive**

D'autres facteurs peuvent influencer l'électrolyte salivaire d'un point de vue quantitatif ou qualitatif, à savoir :

#### **I.3.3.1. La plaque dentaire [50, 64]**

La plaque dentaire ou plaque bactérienne peut être définie comme un enduit mou, dense et jaunâtre, persistant et adhérent qui se dépose sur les surfaces des dents, des matériaux et des muqueuses. Elle se développe en quelques heures en l'absence de brossage, et ne peut être éliminée par simple rinçage à l'eau.

Le milieu buccal recèle entre  $4,3 \times 10^6$  et  $5,5 \times 10^9$  micro-organismes/mm<sup>3</sup>. 46% de ces germes sont des germes Gram<sup>+</sup>. Les micro-organismes peuvent libérer divers métabolites dans le milieu buccal (ammoniaque, sulfure d'hydrogène, acides gras, indole, polyamines).

Dans certaines conditions, les bactéries présentes dans le milieu buccal s'accrochent à la surface de la pellicule acquise. La présence de plaque dentaire acidogène ou de tartre, en quantité relativement importante, va provoquer des variations de la composition salivaire. L'alimentation agit localement sur le métabolisme de la plaque bactérienne et particulièrement sur sa capacité de produire des acides. L'acide lactique est donc libéré par les bactéries dans la cavité buccale.

#### **I.3.3.2. La différence locale de pH salivaire [49, 58, 65]**

Elle joue un rôle plus important que le pH salivaire lui-même. Bien qu'elle possède des systèmes d'équilibre servant de « tampons » (les carbonates neutralisent les acides de l'alimentation) la fermentation à ce niveau dans les zones de rétention alimentaire, à salive stagnante, modifiera localement le pH. A ce niveau la salive est plus acide et rend plus important les courants galvaniques.

---

En général, faible en milieu neutre, la corrosion est généralement élevée en milieu acide et variable en milieu basique.

Certains facteurs tels que l'abondance de plaque bactérienne, la salive stagnante, la présence de prothèses amovibles à recouvrement muqueux maximum, favorisent l'acidité buccale.

### **I.3.3.3. Etats maladifs [66]**

Certaines maladies provoquent des changements dans la production de la salive, on se retrouve face à une sécheresse buccale.

Il faut faire la différence entre l'hyposialie qui est une diminution du flux salivaire, l'asialie qui définit la perte totale de la sécrétion salivaire et la xérostomie qui est une asialie permanente et définitive.

On peut se retrouver face aux :

- Hyposialies après parotidectomie ou sous-maxilectomie.
- Hyposialies après aplasies des glandes salivaires principales.
- Dysfonctionnements des glandes salivaires principales.
- Hypoplasies partielles acquises des parotidites, ou sous-maxillites virales ou bactériennes, aiguës ou récurrentes.

### **I.3.3.4. Les médicaments [66]**

Certains médicaments psychotropes possèdent un potentiel sialoprive : les neuroleptiques, les antidépresseurs, surtout les tricycliques, les anxiolytiques, les tranquillisants, les antidépresseurs centraux et aussi les diurétiques, les thérapeutiques spasmolytiques et les antibiotiques à action prolongée.

Dans ce cas, l'hyposialie est la plus part du temps réversible et cède à la fin du traitement ; il y a cependant des cas où les psychotropes provoquent des lésions parenchymateuses plus sévères.



---

## **I.4. GENERALITES SUR LE KHAT (*CATHA EDULIS*)**

### **I.4. 1. Définition et historique**

Le khat (*Catha edulis*) est une plante à feuilles persistantes qui pousse à haute altitude en Afrique orientale, ainsi que sur la péninsule arabique (surtout au Yémen) [67-69]. Il ya plusieurs noms pour la plante, en fonction de son origine: le chat - l'Éthiopie, le khat / qat- Yémen [70,71], qaad/jaad- Somalie [72], qu`t, Catha, gat, Tohat et muraa [73].

Le khat pousse au Éthiopie, le Yémen, la Somalie, le Kenya, le Malawi, l'Ouganda, la Tanzanie, le Congo, la Zambie, le Zimbabwe, l'Afghanistan et à Madagascar [74].

Selon certaines sources, l'origine du lieu exact de khat est incertain [75]. Selon Sir Richard Burton, le Khat a été cultivé la première fois en Ethiopie, puis introduit au Yémen au 15<sup>ème</sup> siècle. [77]. Il mentionne spécifiquement la ville orientale de Harar comme le berceau de la plante [78].

Cependant, au sein des communautés dans la Corne de l'Afrique (Djibouti, Erythrée, Ethiopie, Somalie) et la péninsule arabique, le khat à mâcher a une longue histoire en tant que coutume sociale datant de plusieurs milliers d'années [75].

### **I.4.2. Classification et composition**

Régne : Plantae

Division : Magnoliophyta

Classe : Magnoliopsida

Ordre : Celastrales

Famille: Celastraceae

Genre : Catha

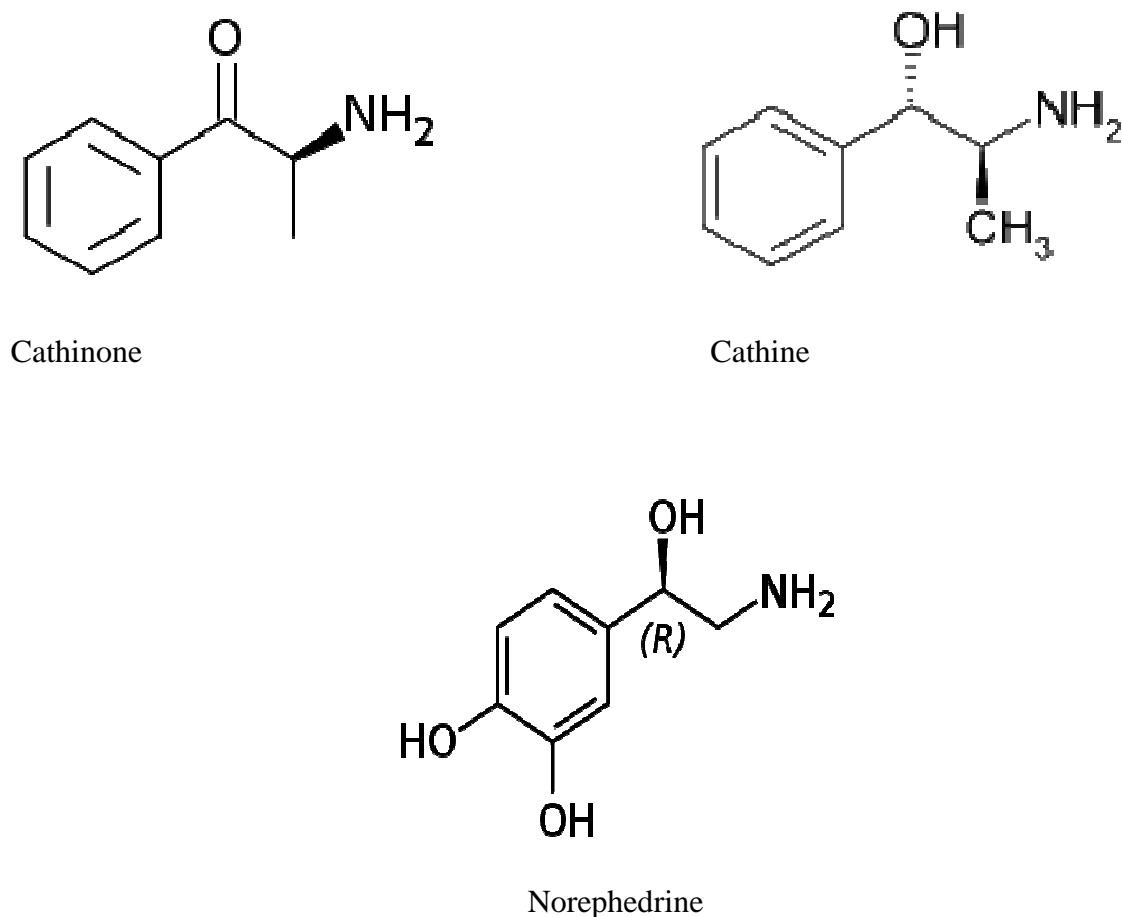
Espèce: Catha edulis

L'environnement et les conditions climatiques déterminent le profil chimique des feuilles de khat. Au Yémen, environ 44 différents types de khat existent dans différentes zones géographiques du pays [23,26].

Nombreux composés différents sont présents dans le khat, y compris des alcaloïdes, des terpènes, flavonoïdes, des stérols, des glucosides, des tanins, acides aminés, l'acide tannique,

---

vitamines (acide ascorbique, niacine, riboflavine, B-carotène, Thamine) et de minéraux (calcium, manganèse, fer, zinc et fluorure) [79-81]. Les principaux alcaloïdes dans les feuilles de khat frais sont cathinone, cathine et norephedrine [24-27].



**Figure 7 :** Structure des principaux alcaloïdes dans les feuilles de khat.

#### I.4.3. Description

Le khat est un arbuste ou un arbre à croissance lente qui pousse à entre 1,4 m et 5 m de hauteur, selon la région. Il a des feuilles persistantes 5-10 cm de long et 1-4 cm de large. Les fleurs sont produites sur courte axillaire 4-8 cm de long. Chaque fleur est petite, avec cinq pétales blancs. Le fruit est une capsule à trois lobes, contenant 1-3 graine. Le pédoncule de la leaf est d'environ 3-7 mm de long [82]. Le khat est polymorphe et les branches ont des feuilles soit opposées ou alternées. Les formes des feuilles sont elliptiques et ont des bords dentelés. Feuilles anciennes sont coriaces dans la texture, très poli de leur surface supérieure et vert foncé en couleur.

---

Les bourgeons et les feuilles contiennent un alcaloïde et sont mâchés dans un état frais ou séché comme un stimulant. La tige est droite et élancée, l'écorce à des couleurs différentes en fonction de la variété et de l'âge de la tige et des branches. Les jeunes branches sont lisses et vert rosâtre et parfois rugueuses et plus sombres que les branches anciennes et les tiges [83].



**Figure 8 :** Arbres du Khat (*Catha edulis*).

#### **I.4.4. Le khat à mâcher**

Les feuilles fraîches de khat sont mâchées quotidiennement par plus de 20 millions de personnes de la péninsule arabe et l'Afrique orientale [84, 85]. Des rapports récents indiquent que 80-90% des hommes adultes et 10-60% de la population des femmes adultes en Afrique orientale consomment du khat sur une base quotidienne [86]. Le khat à mâcher chez les Yéménites est presque universelle. Entrevue structurée des enfants des écoles yéménites a révélé que 90% de leurs pères et 60% de leurs mères utilisent le khat [87]. De nouveaux schémas de consommation de khat, y compris les sessions du matin à mâcher, ont fait leur apparition dans les pays d'Afrique orientale [86].

---

Les utilisateurs de khat rapportent que le Khat augmente les niveaux d'énergie, la vigilance et l'estime de soi, une sensation d'euphorie, la capacité d'imagination accrue et une plus grande capacité à idées associés [68].

Le khat est également mâché pour augmenter l'efficacité du travail et faciliter les interactions sociales [88]. Le Khat à mâcher, en particulier au Yémen, devenu une habitude quotidienne régulière et forme une base de l'interaction sociale et le style de vie. Certaines personnes mentionnent que la principale raison de mâcher est une amélioration de socialisation et que la cérémonie est une façon agréable de passer du temps avec des amis, pas d'effet physique de khat. L'effet du khat à mâcher varie selon le type de khat et en fonction de la personne. Tels que, euphorique, sensation joyeuse et la phase de l'excitation, qui durent environ 1-2 heures [89]. En raison de ses effets indésirables sur des personnes, le khat a été classé comme une «substance d'abus" par l'Organisation Mondiale de la Santé [90].



**Figure 9 :** Différents types de Khat prêts à être mâchés.



**Figure 10** : Photo des personnes qui mâchent du khat.

#### **I.4.5. Effets du khat**

Le khat à mâcher induit des effets sur l'état général et buccodentaire :

##### **I.4.5.1. Effet sur l'état général**

Le khat à mâcher induit des effets somatiques et psychiques. Les principaux effets somatiques incluent le système cardiovasculaire qui se manifestent par une augmentation de la pression artérielle, tachycardie, de la palpitations, une hémorragie cérébrale, un œdème pulmonaire et une augmentation respiration [79, 91]. Oesophagite, gastrite et constipation sont souvent rencontrés en raison de la présence de tanins dans le Khat. En plus, l'anorexie, la perte d'appétit, de la malnutrition et de la faiblesse générale sont concomitantes de mâcher du khat.

Les effets psychiques incluent la stimulation du système nerveux central produient par une cathinone et d'autres alcaloïdes du khat. Ceci se manifeste souvent par l'euphorie, l'augmentation de la vigilance, l'hyperactivité, l'excitation, l'agressivité, l'anxiété, l'insomnie et l'hypomanie. L'utilisation chronique de khat est s'associée à des spermatozoïdes difformes, spermatorrhée et impuissance ultérieure [92, 93].

La pharmacodynamie et la pharmacocinétique de khat ont été récemment étudiées. L'absorption de la cathinone, de mâcher le khat a été relativement lente avec des concentrations plasmatiques maximales atteintes après  $127 \pm 30$  minutes. L'élimination de la demi-vie terminale est de  $260 \pm 102$  minutes, indiquant un effet prononcé de type amphétamine sur le système nerveux central et le système cardiovasculaire [87].

---

#### **I.4.5.2. Effet sur l'état buccodentaire**

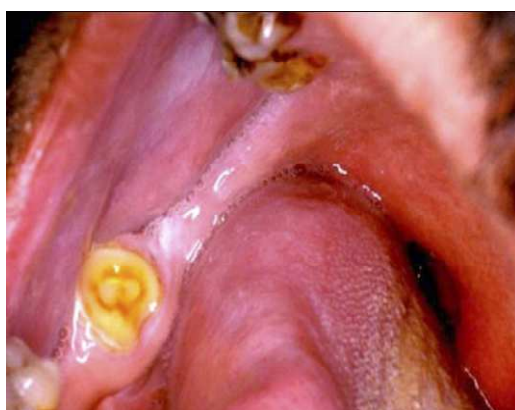
Des études précédentes ont montré que l'habitude de mâcher du khat est associée à un risque plus élevé de maladies bucco-dentaires. Une étude transversale des hommes yéménites montre que le khat à mâcher cause une augmentation de la poche parodontale et la récession gingivale, et que plus la grande utilisation de khat est associée à l'augmentation de la maladie parodontale [94-96]. Le mécanisme par lequel le khat peut affecter les tissus parodontaux peut être lié au trauma et / ou au rôle microbiologique. Le trauma causé par l'habitude de mâcher du khat suggère de causer des changements pathologiques de la muqueuse buccale comme les lésions blanches [97]. Ces lésions blanches apparaissent généralement sur le site de khat à mâcher, y compris la muqueuse buccale ou la gencive. Ces traumatismes induits par des fibres de khat pendant la session d'habitude (3-5 heures) ou par des restes de fibres de khat entre les dents après la session de khat peut jouer un rôle important dans le développement des maladies parodontales [95]. Une incidence plus élevée de carcinome spinocellulaire a été rapportée parmi les mâcheurs de khat par rapport aux non-mâcheurs [98,99].

Mâcher du khat est associé à des changements histopathologiques de la muqueuse buccale comme hyperkératoses, acanthose, leucoplasie et une légère dysplasie [97,100]. Lorsque le khat est mâché pendant plusieurs heures, il se trouve en contact prolongé avec la muqueuse buccale et conduit à des suggestions de son implication dans l'étiologie du cancer de la bouche [101].

Lukandu et al [102] ont montré que l'extrait de khat est cytotoxique pour un certain nombre de types de cellules, y compris les kératinocytes et les fibroblastes du milieu buccal. La mastication chronique du Khat peut causer la kératose de la muqueuse, décoloration dentaire et l'hyperactivité musculaire qui est à l'origine du dysfonctionnement de l'articulation temporo-mandibulaire (ATM) [69, 96, 103]. La mastication du khat est associée à des lésions blanches, à la pigmentation de la muqueuse buccale, à la récession gingivale et à la coloration des dents [104]. Elle entraîne aussi une augmentation de la température.



**Figure 11** : Coloration des dents en raison de mâcher des feuilles de khat [103].



**Figure 12** : Lésions blanches de la muqueuse buccale et des gencives d'une personne qui mâche le khat [104].



**Figure 13** : Pigmentation gingivale et décoloration des dents du le côté ou le khat est mâché [104].

---

## **I.5. GENERALITES SUR LES BAINS DE BOUCHE**

### **I.5.1. Définition et historique**

Les bains de bouche sont des solutions ou des liquides utilisés pour rincer la bouche, ils contiennent généralement des agents antiseptiques qui permettent d'améliorer l'hygiène bucco-dentaire [105]. Les bains de bouche sont destinés à être un complément aux bonnes pratiques d'hygiène buccale comme le brossage quotidien et la soie dentaire.

L'utilisation des bains de bouche pour contrôler les bactéries orales remonte près de 5000 ans, lorsque les Chinois recommandaient l'utilisation de l'urine d'un enfant pour le contrôle de la gingivite [106,107]. Plus tard, dans les périodes grecque et romaine, se rincer la bouche après le nettoyage mécanique est devenu commun dans les classes supérieures, et Hippocrate recommandait un mélange de sel et du vinaigre [108].

Le Talmud juif, datant près de 1800 années, suggère une cure pour les maladies des gencives contenant l'huile d'olive [109]. Anton van Leeuwenhoek au 17ème siècle a découvert des organismes vivants dans les dépôts sur les dents (ce que nous appelons maintenant la plaque dentaire).

A la fin des années 1960, lorsque Harald Loe a montré que le composé de chlorhexidine pourrait empêcher l'accumulation de la plaque dentaire. La raison de l'efficacité de la chlorhexidine est qu'il adhère fortement aux surfaces dans la bouche et reste présent dans des concentrations efficaces pour de nombreuses heures [110].

### **I.5.2. Différents types des bains de bouche**

Il existe plusieurs types des bains de bouche qui remplissent une fonction particulière. Les types de bains de bouche incluent [107]:

- Bains de bouche à base de la chlorhexidine.
- Bains de bouche à action anti-inflammatoire.
- Bains de bouche à action antibactérienne.
- Bains de bouche à action analgésique.
- Bains de bouche à base de fluorure.
- Bains de bouche aux Huiles essentielles.
- Bains de bouche aux substituts salivaires.
- Bains de bouche pour rafraîchir l'haleine.
- Bains de bouche pour Oxygénation.



---

### **I.5.3. Principes actifs**

Chaque marque commerciale de bain de bouche a des principes actifs différents. Les principes actifs incluent habituellement [111-116]: gluconate de chlorhexidine, chlorure de cétalpyridinium, hexétidine, acide benzoïque, salicylate de méthyle, chlorure de benzalkonium, méthylparabène, peroxyde d'hydrogène, bromure de domipène, alcool, fluorure, enzymes, et calcium. Ils incluent également des huiles essentielles qui ont des propriétés antibactériennes, comme le phénol, le thymol, l'eugénol, l'eucalyptol ou le méthanol. Les principes actifs incluent également de l'eau et édulcorants comme le sorbitol, la saccharine de sodium, et le xylitol.

### **I.5.4. Utilisation**

L'utilisation commune consiste à rincer la bouche avec environ 20 ml de bain de bouche deux fois par jour après le brossage. Le lavage est typiquement en gargarisme pendant environ une demi-minute. Certains peuvent suggérer la recommandation d'utiliser le bain de bouche au moins une heure après le brossage avec un dentifrice quand ce dernier contient le lauryl sulfate de sodium, parce que les composés anioniques présents dans le sodium lauryl sulfate de dentifrice peuvent désactiver les agents cationiques présents dans le bain de bouche [117].

### **I.5.5. Indications des bains de bouche**

Les bains de bouche peuvent être utilisés à de nombreuses fins préventives et thérapeutiques [118-122]

- Bains de bouche à base de la chlorhexidine sont efficaces dans la gestion des infections orales [123-126]. Il est efficace contre les bactéries gram-positif et gram-négatif [127, 128]. Il est actuellement le bain de bouche le plus efficace pour réduire la plaque bactérienne et les gingivites [129]. Les bains de bouche à base de la chlorhexidine peuvent également être utilisés pour le traitement de la candidose buccale [122].
- Les bains de bouche à action anti-inflammatoire sont idéals dans les situations où il y a un élément de l'inflammation soit comme cause première de la condition inflammatoire, ou comme une complication secondaire à la condition [107]. Donc, il est recommandé pour la mucosité buccale et les lésions ulcéreuses des muqueuses telles que la maladie ulcéreuse aphteuse récurrente [130]

- 
- Les bains de bouche à action analgésique sont généralement utilisés dans des cas comme les lésions ulcéreuses [107].
  - Les bains de bouche à base de fluore réduisent la carie dentaire [131] et ils sont recommandés pour les patients à haut risque carieux, y compris ceux avec xérostomie après irradiation et chimiothérapie, ceux qui ont des difficultés avec les procédures d'hygiène buccale et ceux qui subissent un traitement orthodontique fixe [130].
  - Les bains de bouche aux huiles essentielles affichent un large spectre d'activité antimicrobienne, préviennent l'agrégation des bactéries avec une lente multiplication bactérienne, retardent la maturation de la plaque, diminuent la masse de la plaque et la pathogénicité [132]. Il est efficace dans la réduction de la plaque dentaire, la gingivite et l'halitose en raison de leurs bactéricides [133]. Ces bains de bouche peuvent aider à maintenir la santé gingivale autour des implants dentaires [130].
  - Les bains de bouche aux substituts salivaires sont utilisés pour le traitement symptomatique de la xérostomie [107]. L'objectif de ces bains de bouche est de faciliter la parole, la mastication et la déglutition [122].
  - Les bains de bouche pour rafraîchir l'haleine ont été utilisés pour le traitement de la mauvaise haleine (halitose) [107].
  - Les bains de bouche pour oxygénation ont été recommandés pour le traitement de la maladie ulcéreuse aiguë, pour réduire l'inflammation gingivale avant le traitement prothétique fixe, et pour les patients souffrant d'une déficience physique ou intellectuelle qui limitent une bonne hygiène buccale. Ils peuvent également être utilisés pour éliminer les taches et comme solution de trempage pour les prothèses dentaires. Il est utilisé pour soulager une gingivite. Il est également utilisé pour soulager la douleur causée par les prothèses et les appareils orthodontiques [130].

En addition, les bains de bouche peuvent être recommandés pour les patients avec les conditions suivantes:

- Incapacité d'effectuer une hygiène buccale régulière : bain de bouche peut aider à maintenir l'hygiène bucco-dentaire chez les personnes ayant des déficiences physiques

---

ou des conditions médicales qui les empêchent de se brosser correctement ou d'utiliser la soie dentaire.

- Appareils dentaires: les bains de bouche peuvent aider à nettoyer des prothèses fixées dans les zones de la bouche qui sont difficiles à atteindre avec le brossage ou la soie dentaire.
- Les aphtes: un dentiste peut recommander certains types de bains de bouche pour nettoyer les zones et aider à réduire la douleur et l'irritation des aphtes.
- Déficience du système immunitaire: Les personnes avec des problèmes du système immunitaire sont plus prédisposées aux infections et inflammations buccales. Le bain de bouche peut fournir une protection supplémentaire contre ces problèmes.

#### **I.5.6. Effets indésirables des bains de bouche**

Alors que les bains de bouche sont généralement sans danger, certains peuvent causer des effets indésirables chez certains patients. Les effets indésirables des bains de bouche incluent [130]:

- coloration des dents et des prothèses dentaires ;
- altération du goût ;
- coloration des tissus mous ;
- sensation de brûlure ;
- desquamation et irritation des muqueuses ;
- sensibilité des racines dentaires.

---

## CHAPITRE II

### LES PROTHESES DENTAIRES ET LES DIFFERENTS ALLIAGES UTILISES

#### II .1. GENERALITES SUR LES PROTHESES DENTAIRES

##### II.1.1. Définition et historique [32]

La prothèse dentaire est la partie de la dentisterie qui s'occupe essentiellement de remplacer les dents manquantes par des substituts artificiels pour permettre une bonne distribution des forces au cours de la mastication et empêcher les sollicitations anormales des dents restantes. La nature de la restauration dépend de l'état des dents et des structures de soutien.

Donc, le remplacement des dents a pour but de :

- restaurer la fonction masticatoire;
- restaurer l'esthétique;
- maintenir la santé des structures buccales.

Bien longtemps avant l'ère chrétienne, les Phéniciens, les Etrusques, les Grecs, les Chinois, avaient tenté de rétablir l'intégrité d'un sourire. Peu de documents permettent cependant d'affirmer d'une façon certaine, la date où la prothèse dentaire fit son apparition. Au début du XVIème siècle, en Suisse, une édentation totale était traitée à l'aide de deux prothèses taillées dans un fémur de bœuf et reliées entre elles par deux ressorts. L'objectif d'une telle restauration était uniquement constitué par le rétablissement de l'esthétique.

Mais tout cela a très peu évolué au cours des siècles et on peut dire que la médecine dentaire moderne a fait réellement ses débuts en 1728 quand le Français Fauchard publia un traité décrivant plusieurs types de restaurations dentaires y compris une méthode pour la construction de dents artificielles à partir de l'ivoire. En 1756, Philippe PFAFF fut le premier à mettre au point une technique d'empreinte. PFAFF utilisait de la cire, qu'il ramollissait à la chaleur et dans laquelle devait mordre le patient. Le dentiste remplissait alors de plâtre le négatif obtenu et enlevait la cire. Cette remarquable découverte ne fut exploitée malheureusement qu'une centaine d'années plus tard.

---

La seconde moitié du XIX<sup>ème</sup> siècle fut marquée par les premières recherches sur la porcelaine et sur l'amalgame. Toutefois, avec les années d'expériences, on se rendit rapidement compte que la qualité des matériaux utilisés variait énormément et ceci non seulement d'une marque de fabrique à l'autre, mais également chez le même producteur. Dans l'intention de contrôler la constance de la qualité des produits mis en vente sur le marché, une société dentaire américaine, dite ADA (American Dental Association), établit en 1928 des normes concernant les propriétés que doivent avoir les matériaux utilisés en médecine dentaire.

### **II.1.2. Différents types de prothèses dentaires [32]**

Il existe trois principaux types de prothèses dentaires, chacun a des indications particulières:

- Prothèse conjointe.
- Prothèse adjointe.
- Prothèse sur implant.

#### **II.1.2.1. Prothèse conjointe**

La prothèse conjointe (fixée, scellée, définitive) destinée à rester en bouche aussi longtemps que possible, reconstitue la dent en se rapprochant le plus possible d'une dent naturelle. Il peut s'agir d'une couronne unitaire qui remplace tout ou partie d'une dent délabrée. Elle peut être aussi un bridge (pont) qui remplace une ou plusieurs dents absentes en prenant appui sur les dents voisines que l'on doit couronner à cet effet, ou bien une dent à tenon (pivot) se fixant dans la racine.

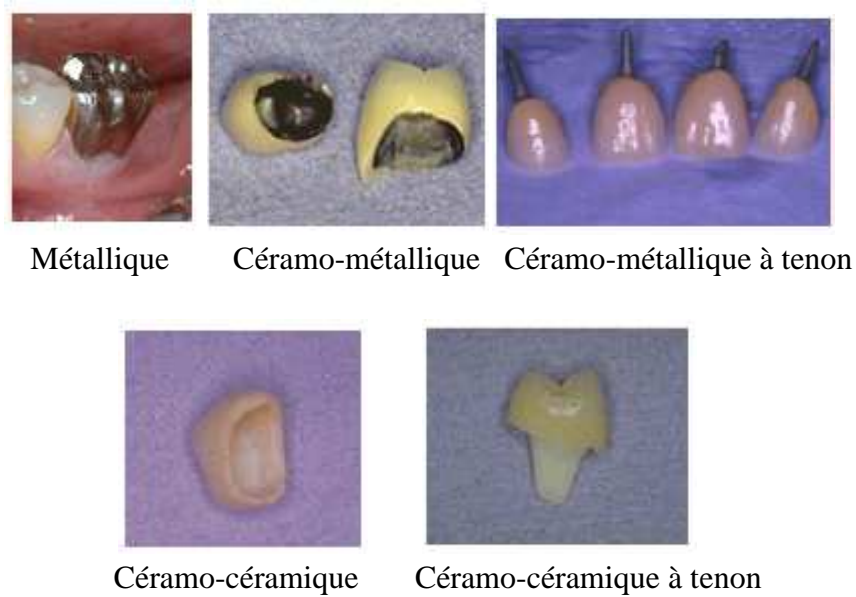
##### **II.1.2.1.1. Couronne**

La couronne est une chappe qui s'adapte au-dessus de la dent, elle permet de reconstituer une dent délabrée ou encore de corriger un défaut de forme, de teinte ou une malposition dentaire. Elle peut être simple ou associée à un inlay-core.

Selon l'emplacement de la dent ou les exigences esthétiques du patient, la couronne choisie peut être, entièrement en métal (acier, Ni-Cr, Co-Cr, alliage semi précieux contenant de l'or blanc, alliage précieux à base d'or jaune), en céramique avec une chappe métallique

---

(céramo-métallique), en céramo-métallique à tenon, entièrement en céramique (céramo-céramique), ou en céramo-céramique à tenon.



**Figure 14:** Différents types de couronnes [32].

#### II.1.2.1.2. Bridge

Le bridge permet de, remplacer une ou plusieurs dent absentes en s'appuyant sur les dents adjacentes, corriger la fonction de la dent manquante ainsi que l'esthétique. Il est possible de réaliser un bridge de plus grande étendue pour remplacer plusieurs dents, il faut prendre appui sur plusieurs dents (les piliers).

Tout comme la couronne, le bridge dentaire peut être métallique, céramo-métallique ou tout en céramique. Il est scellé ou collé ; La prothèse est rapidement et facilement intégrée dans la cavité buccale. Le bridge joue un double rôle : il couronne les dents abimées et remplace la dent manquante.



Bridge en céramo-céramique



Bridge en céramo-métallique

**Figure 15:** Bridges en céramo-céramique et en céramo-métallique [135].

---

### II.1.2.1.3. Inlay-core

En cas de dent trop délabrée, pour être reconstituée au fauteuil, il faut réaliser un inlay-core. Et inlay-core, ou reconstitution coulé, généralement en titane, est un faux moignon ancré dans la racine de la dent par un tenon qui servira d'ancrage à la couronne au dessus.



**Figure 16:** Pose de l'inlay-core et de couronne [32].

La tendance actuelle est de réaliser un inlay-core en or jaune et une couronne en céramique.



**Figure 17:** Inlay-core en or et couronne en céramique [32].

### II.1.2.2. Prothèse Adjointe

La prothèse adjointe (transitoire ou d'usage) destinée à rester en bouche pendant un temps limité, permet de remplacer les dents manquantes et la gencive. C'est une solution d'attente de cicatrisation, d'aménagement tissulaire permettant de restaurer rapidement l'esthétique et la fonction.

Ce type de prothèse a l'avantage d'être économe et rapide à réaliser, mais est redoutée par les patients pour son amovibilité et son encombrement.

Elle comporte une base servant de support aux dents artificielles. Le plus souvent, cette base est en résine acrylique imitant la gencive alors que les dents artificielles sont en résine acrylique ou en céramique (porcelaine). Les dents en porcelaine sont très esthétiques et bien plus robustes que les dents en acrylique. Leur inconvénient majeur est qu'elles font du bruit. La base de la prothèse s'appuie, en partie sur les dents restantes, en partie sur la gencive et l'os sous-jacent. L'armature peut-être en métal coulé, qui permet d'obtenir des plaques plus

---

fines, pour réduire la surface d'appui et de bien respecter la gencive autours des dents restantes.

Deux possibilités existent ;

\*Une prothèse adjointe partielle (PAP) dans le cas où il reste encore les dents en bouche ;

\*Une prothèse adjointe complète (PAC) dans le cas ou il ne reste plus de dent.

### II.1.2.2.1. Prothèse Adjointe Partielle

C'est une prothèse qui remplace une ou plusieurs dents de la mâchoire. Sa tenue est assurée par des crochets qui, dans certains cas, peuvent être visibles. Elle doit être retirée tous les jours pour le nettoyage .Cette prothèse est facilement réparable et évolutive (des dents extraites par la suite peuvent être rajoutées sur l'appareil). Elle est constituée d'une base en résine (prothèse en résine) ou d'une armature métallique (stellite), elle est garnie de selles en résine acrylique supportant les dents de remplacement.

La résine convient pour les appareils provisoires qui s'imposent au moment des extractions dentaires; elle permet des réalisations moins onéreuses. Cependant, la plaque de résine s'enfoncé et écrase la gencive et les crochets risquent de carier les dents restantes en raison de l'agression mécanique qu'ils entraînent.



**Figure 18:** Prothèses du maxillaire supérieur [32].

Beaucoup plus confortable et moins encombrante, la prothèse adjointe partielle métallique (PAPM) est une prothèse à armature de métal, elle remplace aujourd'hui les prothèses en résine. Elle est confectionnée avec un alliage à base de chrome-cobalt, biocompatible, ayant une bonne résistance à la corrosion. Il est très solide et plus léger que la prothèse en résine acrylique. Il ne gêne que très peu les mouvements de la langue tout en diminuant la période d'adaptation. Maintenu en bouche à l'aide de crochets et d'appuis sur quelques dents naturelles, il s'intègre parfaitement et présente une grande stabilité.



---

Dans certains cas, les crochets visibles et inesthétiques peuvent être remplacés sur ce type de prothèse par des attachements invisibles (boutons pression).



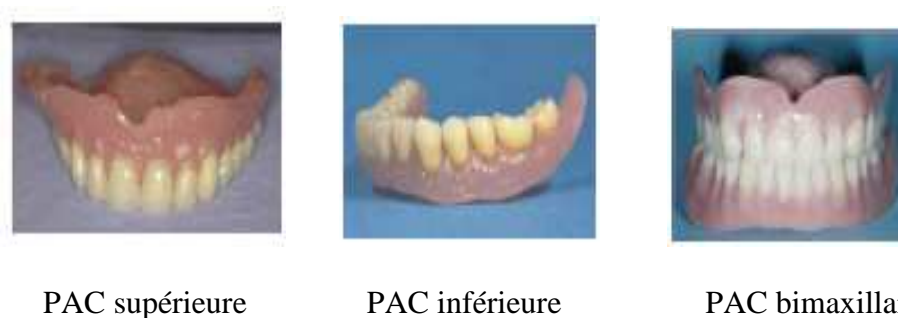
**Figure 19:** PAPM du maxillaire inférieure [32].

Mais la raison pour laquelle on la considère comme une prothèse de qualité supérieure, c'est parce qu'elle est munie d'appuis occlusaux, elle n'écrase pas les tissus buccaux et dentaires car elle a une meilleure sustentation. Elle est d'entretien facile et nécessite très peu d'ajustement lors de la mise en bouche.

#### **II.1.2.2.2. Prothèse Adjointe Complète**

C'est une prothèse qui remplace la totalité des dents d'une arcade. Les dents prothétiques sont fixées sur une base en résine, qui épouse exactement la forme de l'arcade. Ces dents peuvent être en résine renforcée ou en porcelaine.

La tenue des prothèses complètes est assurée par un phénomène d'adhésive, on peut comparer cela à deux plaques de verre collées par un film d'eau. La salive joue le rôle du film d'eau et assure le joint de rétention. Sa retenue se fait alors sur la muqueuse buccale, sur des racines dentaires ou sur des implants dentaires.



**Figure 20:** Prothèse adjointes complète [32].

---

### **II.1.2.3. Prothèse sur implant**

L'implant est une racine artificielle qui permet d'offrir des ancrages stables, résistants et durables sur lesquels s'adapte une prothèse dentaire amovible ou fixée. L'implant, qui a la forme d'une petite vis, s'intègre progressivement à l'os. Il est fabriqué en titane, matériau compatible avec les tissus et l'os humain.

Les implants dentaires ont révolutionné l'approche traditionnelle de la dentisterie et représente une avancée encore impensable il y a seulement quelques années car :

- ils permettent de retrouver la qualité, le confort et l'esthétique des dents naturelles ;
- ils préserve l'os;
- ils permettent une bonne stabilisation et améliorent la mastication ;
- ils augmentent la confiance en soi et permettent de se débarrasser de certains complexes.

Il convient de noter que la pose d'implants est contre-indiquée chez les patients immunodéprimés, et risquée chez les patients à haut risque cardiovasculaire et les grands fumeurs.

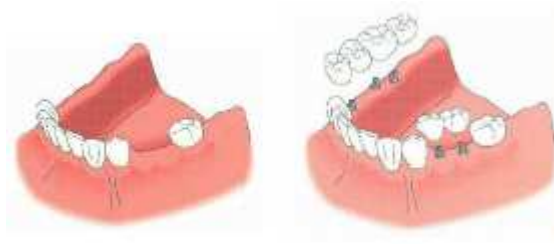
La chirurgie implantaire est actuellement bien codifiée. Les taux de succès sont très élevés et augmentant sans cesse avec les progrès de la recherche.

Il existe deux possibilités des prothèses sur implants :

- \* Les prothèses fixées sur implants ou prothèses implanto-portées.
- \* Les prothèses amovibles stabilisées sur implants partielles ou complètes.

#### **II.1.2.3.1. Prothèses fixée sur implants**

Pour les prothèses fixées sur implants, il s'agit soit de couronnes, soit de bridges. Il convient de régler parfaitement l'occlusion car l'implant est totalement fixe alors que la dent naturelle est légèrement mobile. Lorsque leur mise en place est possible, les implants permettent de ne pas surcharger les dents naturelles. En effet, dans les bridges traditionnels, la dent-support accomplit non seulement le travail qui lui incombe, mais aussi celui des dents qu'elle remplace, ce qui a longtemps pu endommager le pilier.



**Figure 21:** Bridges sur implants [32].

#### II.1.2.3.2. Prothèse amovible stabilisée sur implants

Pour les prothèses amovibles, qui posent très souvent un problème de stabilité, en particulier en cas de crêtes avec forte résorption osseuse.

La prothèse est reliée aux implants par les boutons pression ou par des cavaliers sur une barre de rétention (stabilisation). La pose de deux implants suffit généralement à stabiliser la prothèse dentaire mandibulaire.



Barre de jonction sur 2 implants      bouton pression

**Figure 22:** Barre et bouton sur deux implants [32].

Le bouton pression est constitué de deux parties :

- la partie femelle est mise en place dans l'intrados de la prothèse dentaire;
- la partie mâle est vissée dans les implants dentaires.

Voici un exemple de la pose de deux implants et de l'adaptation de deux boutons pression sous une prothèse totale inférieure.



Partie mâle vissée dans les implants dentaires



Partie femelle solidarisée à l'intérieur de la prothèse dentaire

**Figure 23:** Prothèse amovible complète inférieure retenue par deux boutons pressions [32].

Au maxillaire on ne réalise que rarement des boutons pressions, le choix thérapeutique se porte plutôt sur des barres reposant sur trois ou quatre implants dentaires, ce qui permet de supprimer une grande partie de la prothèse au niveau du palais, et d'apporter ainsi un confort hautement appréciable.

Voici un exemple pour la pose de quatre implants et l'adaptation d'une barre de stabilisation sur une prothèse complète supérieure.



Barre vissée sur quatre implants

cavaliers fixés à l'intérieur de la prothèse

**Figure 24:** Prothèse complète supérieure retenue par une barre vissée sur quatre implants [32].

### II.1.3. Propriétés et choix des prothèses dentaires [136]

Les prothèses dentaires doivent répondre à des impératifs mécaniques, biologiques, physico-chimiques, fonctionnels, et esthétiques. Les exigences liées à la mise en œuvre des prothèses sont d'ore qualitatif. En effet, les seules exigences dans ce domaine résident dans la précision dimensionnelle des pièces ou leur compatibilité et non dans la facilité de mise en œuvre qui apparaît en second plan.

---

### II.1.3.1. Propriétés mécaniques

On attend d'une prothèse dentaire qu'elle ait des propriétés mécaniques (au sens large du terme) aussi proches que possible voire supérieures à celles d'une dent naturelle. On évitera notamment d'avoir une limite à la rupture inférieure à celle de l'émail qui est le revêtement naturel d'une dent afin que la mastication normale n'endommage pas la prothèse. On donne quelques exigences concernant :

➤ **Implant :**

- limite à la rupture  $\geq 300$  MPa (limite à la rupture de la dentine) ;
- limite élastique  $\geq 170$  MPa (limite élastique de la dentine) ;
- module d'élasticité  $\geq 18$  GPa (Module d'élasticité de la dentine) ;
- dureté Knoop  $> 68$  Kg/mm<sup>2</sup> (dureté de la dentine) ;
- $K_{IC}$  (ténacité) particulièrement important dans le cas d'un implant céramique  $>10$ MPa m<sup>1/2</sup>.

➤ **Le bridge :**

- limite à la rupture  $\geq 300$  MPa (limite à la rupture de la dentine) ;
- limite élastique  $\geq 170$  MPa (limite élastique de la dentine) ;
- module d'élasticité  $\geq 18$  GPa (Module d'élasticité de la dentine) ;
- dureté Knoop  $> 68$  Kg/mm<sup>2</sup> (dureté de la dentine) ;
- $K_{IC}$  (ténacité) particulièrement important dans le cas d'un bridge céramique  $>10$  MPa m<sup>1/2</sup>.

➤ **La couronne :**

- limite à la rupture  $\geq 384$  MPa (limite à la rupture de l'émail) ;
- limite élastique  $\geq 84.1$  GPa (limite élastique de l'émail) ;
- dureté Knoop  $> 343$  Kg/mm<sup>2</sup> (dureté de l'émail); car si elle est trop élevée, la force est directement transmise à l'os et on risque une usure antagoniste de la dent opposée ;
- $K_{IC}$  (ténacité)  $>10$  MPa m<sup>1/2</sup>.

Le  $K_{Ic}$  correspond à environ une mastication toutes les 10 secondes pendant 20 ans (force de mastication = 800/ 4 molaires).

---

### **II.1.3.2. Propriétés biologiques**

Les prothèses dentaires se trouvent dans un milieu vivant (la bouche). Le comportement biologique des matériaux utilisés a une grande importance quant à l'intégration de cette dernière au milieu. Cela signifie qu'il faut éviter les phénomènes de rejet.

Différentes exigences seront à considérer selon le type de prothèses. En effet, on voudra obtenir une passivité maximale vis-à-vis des tissus environnants en ce qui concerne le bridge et la couronne alors qu'on voudra au contraire stimuler au maximum l'ostéointégration de l'implant afin de réduire le temps d'assimilation de ce dernier; Bien évidemment, il faudra également respecter la biocompatibilité de tous les matériaux.

### **II.1.3.3. Propriétés physico-chimiques**

En ce qui concerne les propriétés chimiques, on désire une bonne inertie avec une dégradation aussi faible que possible. Cela implique un certain nombre d'exigences répondant aux normes ISO TC 106/SC2 :

- Résistance à la corrosion aux contacts entre les différents composants de la prothèse.
- Résistance aux attaques acides.
- Stabilité de la couche d'oxyde dans le cas d'utilisation de métal influencée par le pH, les substances organiques et le niveau d'oxygène dissous. Si cette couche est affectée, cela peut provoquer de la corrosion.
- Résistance à la corrosion sous contraintes.

En ce qui concerne l'état de surface, un bon contrôle de celui-ci sera nécessaire pour une bonne intégration. L'état de surface concerne principalement l'implant alors que pour la couronne, cette considération sera d'avantage esthétique. Dans ce sens, il n'y a qu'une seule exigence :

- Etat de surface permettant la pose du moignon en 3 semaines maximum.
- Prothèse lisse au toucher.

#### II.1.3.4. Propriétés esthétiques

Les considérations esthétiques sont également très importantes car même si une prothèse dentaire est fonctionnelle, la personne ne peut être défigurée. Il faut que les prothèses apparaissent aussi naturelles que possible.

Le choix d'une prothèse dépend de nombreux facteurs de type anatomique, médical péculaire ou de la préférence du patient. Le premier choix de traitement est la prothèse conjointe. Le tableau 3 résume les principales caractéristiques des deux grands types de prothèse dentaires : la prothèse conjointe et la prothèse adjointe.

**Tableau 3** : Principales caractéristiques des prothèses dentaires [32].

Type de prothèses	Avantages	Inconvénients
Prothèse conjointe	<ul style="list-style-type: none"><li>• Fixée en bouche de manière permanente ;</li><li>• Ressentie par le patient comme partie intégrante du corps.</li><li>• Rétablit complètement la fonction masticatoire</li><li>• Souvent très esthétique</li><li>• Ecosystème buccal inchangé.</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Traitement long.</li><li>• Souvent coûteux.</li><li>• Difficilement modifiable.</li></ul>
Prothèse adjointe	<ul style="list-style-type: none"><li>• Le patient peut enlever la prothèse</li><li>• Traitement rapide</li><li>• Economique et simple</li><li>• Modifiable lors de la perte de dents.</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Ressentie comme corps étranger auquel il faut s'habituer</li><li>• Ne rétablir que partiellement la fonction masticatoire.</li><li>• Esthétique parfois compromise</li><li>• Doit être adaptée au fil du temps</li><li>• Ecosystème buccal modifié :</li></ul> <p>Risque de carie accru, risque de parodontite, risque de lésions muqueuses.</p>

---

## **II.2. LES DIFFERENTS TYPES DES ALLIAGES UTILISENT EN PROTHESES DENTAIRES**

### **II.2.1. Généralités sur les alliages**

#### **II.2.1.1. Définition générale [57]**

Un alliage est une association de deux ou plusieurs métaux. L'association de différents métaux composant un alliage confère à ce dernier des propriétés physiques tout à fait particulières et applicables dans des domaines très spécifiques dont celui de l'art dentaire.

#### **II.2.1.2. Classification**

Les alliages peuvent être classés en trois catégories : alliages précieux, alliages semi-précieux et alliages non précieux.

##### **II.2.1.2.1. Alliages précieux [137]**

Seuls peuvent entrer, dans cette catégorie, les alliages comportant plus de 750% d'or (ou de platine) en poids.

Les alliages d'or de type I et II (classification ADA), qui présentent de faibles qualités mécaniques, sont réservés à la réalisation d'inlays et d'onlays unitaires.

Les alliages d'or de type III et IV sont utilisés dans les réalisations prothétiques en prothèse adjointe partielle et en prothèse conjointe : ils comportent, de nos jours, une importante proportion de platine et surtout de palladium, qui améliorent leur résistance ; il est toutefois à noter que leur dureté implique une grande précision des rapports occlusaux.

##### **II.2.1.2.2. Alliages semi-précieux [137]**

Certains d'entre eux ne contiennent ni or, ni platine. Il s'agit, dans ce cas, d'alliages argent/palladium, plus ou moins renforcés de nickel et de chrome. D'une façon générale, si ces alliages offrent des qualités mécaniques acceptables, ils présentent des risques, en ce qui concerne la dégradation électrochimique (corrosion), pour 85% d'entre eux ; toutefois, certains alliages blancs présentent une résistance correcte à la corrosion, en raison de l'homogénéité, sur le plan électrochimique, des phases qu'ils comportent.



---

### II.2.1.2.3. Alliages non précieux [137]

Ils présentent, outre leur caractère économique, d'excellentes qualités mécaniques, particulièrement exploitables dans les restaurations à longue portée, mais posent des problèmes pour la réalisation des jonctions soudées. Dans cette catégorie sont classés les alliages nickel-chrome, les alliages cobalt-chrome et l'amalgame dentaire.

## II.2.2. Différents types d'alliages utilisés en prothèses dentaires

### II.2.2.1. Les alliages d'or

L'or est un métal précieux, de couleur jaune et brillante par réflexion, verte par transmission. Jusqu'au XVIII<sup>e</sup> siècle, il fut utilisé dans les prothèses dentaires sous forme de ligatures de fils d'or reliant des dents humaines (celles extraites du patient ou de cadavres et retaillées). L'application de blocs d'or cimentés dans une cavité naît en 1884 grâce au dentiste Aguilhon de Sarran, qui présente sa technique à la Société de Stomatologie de Paris en 1903.

Maintenant, avec les techniques modernes de mise en œuvre, l'utilisation d'alliages à base d'or en art dentaire ne présente plus aucune faiblesse. Pour des raisons esthétiques, on masque les parties métalliques visibles en utilisant des matériaux cosmétiques tels que les céramiques [48].

Selon les normes de l'ADA (spécification n°5), les alliages d'or sont divisés en quatre types en fonction de leur dureté (Vickers).

Type I : Mou	50<VHN<90
Type II : Moyen	90<VHN<120
Type III : Dur	120<VHN<150
Type IV : Extra-dur	150>VHN....

### II.2.2.1.1. Composition [58, 138, 139]

Le tableau ci-dessous (Tableau 4), présente la composition des alliages d'or :

**Tableau 4** : Composition des alliages d'or [58].

Types	Or et métaux du groupe du platine min. %	Or	Argent	Cuivre	Palladium	Platine	Zinc
I	83	80-96	2-12	2-6	0-4	0-1	0-1
II	78	73-83	7-15	6-11	0-6	0-4	0-1
III	78	71-80	5-13	7-13	0-7	0-8	0-2
IV	75	62-72	8-17	9-15	0-10	0-8	0-3

Dans les quatre types d'alliages, le pourcentage global d'or et de platine ne doit pas être inférieur à un minimum établi pour que les propriétés mécaniques et électrochimiques soient compatibles avec leur usage buccal. Tous les constituants ont, en fait, des actions complémentaires expérimentalement vérifiées.

Ainsi, le métal pur qu'est l'or confère à l'alliage sa couleur jaune, le rend résistant à la corrosion, augmente sa densité et sa ductilité.

Quant à l'argent, il tempère la couleur rouge du Cuivre, augmente la ductilité de l'alliage - malgré sa tendance à l'oxydation - atténuée par le Zinc qui, utilisé en faible quantité comme désoxydant, augmente la fluidité de l'alliage et semble jouer un rôle majeur dans son durcissement (La barge).

Le cuivre confère à l'alliage sa couleur rougeâtre, assure une bonne conductibilité électrique, diminue la résistance à la corrosion car il est oxydable. Ductile à l'état pur, il durcit les alliages d'or. Le platine blanchi l'alliage, le durcit en rigidifiant sa maille, le rend résistant à la corrosion par son inaltérabilité chimique et son inoxydabilité. Il augmente également la densité de l'alliage. Le palladium blanchit fortement l'alliage, est inaltérable chimiquement. Il est ductile à l'état pur, mais durcit les alliages précieux. Sa densité est inférieure à celle de l'or et du platine. L'iridium et le ruthénium durcissent le platine, sont des éléments de germination et des affineurs de grain.

---

### II.2.2.1.2. Indications [58]

- Type I : inlays proximaux sur incisives (classe III) et inlays de collets (classe V) (discutable) ;
- Type II : inlays de tous types et reconstructions unitaires ;
- Type III : couronnes et travées de longue portée, inlays et onlays moyens d'ancrages de bridge ;
- Type IV : châssis métalliques coulés, barres linguales et crochets coulés;
- Ors spéciaux pour couronnes céramométalliques.

### II.2.2.1.3. Les propriétés des alliages d'or [58]

#### A. Les propriétés physiques

Les propriétés physiques à prendre en considération lors de l'élaboration au laboratoire d'éléments prothétiques sont comme suit :

- **Masse volumique**

La masse volumique des alliages d'or varie de 15 g/cm<sup>3</sup> pour le type IV à 17 g/cm<sup>3</sup> pour le type II, plus riches en or.

- **Propriétés thermiques**

- Intervalle de fusion : selon la spécification n°5 de l'association dentaire américaine la température minimum de début de fusion doit être de 930°C pour le type I, de 900°C pour les types II et III, et de 870°C pour le type IV. Quant aux alliages d'or pour céramométalliques leur intervalle de fusion dépasse 1000°C ;
- Dilatométrie thermique : le coefficient de dilatométrie thermique peut varier de 18 à 19 × 10<sup>-6</sup>/°C selon les types, alors que celui de l'or pur est de 14,3 × 10<sup>-6</sup>/°C et celui de la dent de 11,2 × 10<sup>-6</sup>/°C ;
- Retrait de coulée : le retrait linéaire de coulée peut varier de 1,37 à 1,56 % entre le type II et le type I avec 1,42 % pour le type III. Il semble qu'en moyenne, un retrait de coulée de 1,4 ± 0,2 % soit acceptable, quoique cette variation ne soit pas négligeable ;

- 
- Conductibilité thermique : elle est de 250 W/m.K en moyenne pour les alliages de type III et IV, c'est-à-dire près de 500 fois celle de la dentine et plus de 250 fois celle de l'émail, et 10 fois celle de l'amalgame 23 W/m.K ;
  - Conductibilité électrique : la conductibilité électrique augmente avec le degré d'ordre qui rétablit la périodicité du potentiel interne. La conductibilité de la phase Au-Cu est de  $20 \times 10^4 \Omega \cdot \text{cm}$  (Haugton et Payne), soit trois fois plus grande que celle de l'alliage désordonné.

- **Propriétés mécaniques [139]**

Les propriétés mécaniques de dureté, module d'élasticité, limite d'élasticité et allongement ont une incidence clinique directe sur l'emploi des alliages précieux. Ils fournissent des données indispensables au choix de l'alliage par le praticien.

- La dureté est définie comme la résistance qu'un corps oppose à une déformation locale sous une charge. C'est une propriété de surface.
- Le module d'élasticité ou module de Young qualifie la rigidité d'un matériau. Il correspond au rapport contrainte/déformation dans le domaine élastique.
- La limite d'élasticité est la contrainte maximale appliquée à un matériau sous traction uniaxiale en deçà de laquelle le corps revient à son état initial sans déformation si cette contrainte est relâchée. Elle définit la limite entre le domaine élastique et le domaine plastique.
- L'allongement à la rupture correspond à l'allongement maximal d'un corps sous contrainte uniaxiale qui précède la fracture de celui-ci.
- Le tableau suivant (tableau 5), nous résume les propriétés mécaniques des quatre types d'alliages d'or utilisés en dentisterie :

**Tableau 5** : Propriétés des alliages d'or utilisés en dentisterie [58].

Types	Dureté Vickers V.H.N		Module d'élasticité en GPa	Limite élastique en MPa (moy.)	Résistance à la rupture en MPa (moyenne)	Allong. en % A.D.A	
	Min	Max				Min	Moy
I Adouci	50	90	—	85	200	18	25
II Adouci	90	120	—	160	345	12	24
III Adouci	120	150	75	195	365	12	20
Durci	—	—	80	290	445		10
IV Adouci	150	—	95	360	480	10	15
Durci	220	—	100	585	790	2	10

Pour ce qui concerne les alliages à usage céramométalliques, leur module d'élasticité peut dépasser 110 GPa et leur résistance à la rupture peut atteindre 450 MPa et 520 MPa après traitement thermique, ce qui paraît très inférieur à ceux des alliages nickel chrome.

## B. Propriétés chimiques et électrochimiques

- **Corrosion chimique des alliages d'or**

La corrodabilité des alliages d'or augmente par paliers lorsque la teneur en or diminue (règle de Tammann). Il y a des variations brusques de propriétés pour les proportions atomiques 2/8, 3/8 et 4/8.

Au dessus de 4/8, soit 50 atomes % d'or (76 % d'Au-Cu), les alliages résistent aux acides minéraux énergiques.

Entre 4/8 et 3/8 soit entre 50 et 37,5 atomes % d'or (75 à 65 % d'Au-Cu) le métal commun, Cu, Zn de l'alliage est attaqué par les acides minéraux forts comme HNO<sub>3</sub> et H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub> et se dissout lentement.

---

Puis entre 3/8 et 2/8, soit entre 37,5 et 25 atomes % (65 % et 50 % d’Au-Cu) le métal commun se dissout plus rapidement, l’or restant sous forme d’une masse spongieuse cohérente.

Au-dessus de 2/8, c’est-à-dire au-dessous 50 % d’Au-Cu, l’alliage peut être attaqué par des réactifs peu énergiques et se sulfure facilement (Lacroix).

La corrosion chimique peut aussi se produire au cours même de la mise en œuvre des alliages. Ainsi les alliages de type IV contenant du palladium et de l’argent, peuvent au contact des revêtements au plâtre - qui se dissout en présence de ce réducteur qu’est la silice aux alentours de 1000°C - provoquer l’apparition de soufre et de certains de ses dérivés comme l’hydrogène sulfuré ou l’anhydride sulfureux. Ainsi l’argent, le palladium, le cuivre et le zinc peuvent être corrodés surtout dans un milieu réducteur où se forment des sulfures (sulfure d’argent, sulfure de palladium et sulfures complexes). Ces sulfures à bas point de fusion peuvent se trouver à l’état liquide (aux environ de 700°C) et s’insinuer au niveau des joints de grains de l’alliage qu’ils fragilisent, pouvant secondairement provoquer sa rupture (Caïtucoli).

De même que l’argent et le cuivre à l’état liquide ont une grande affinité pour l’oxygène, le platine et le palladium ont une grande affinité pour l’hydrogène.

Tous les gaz dissous sont plus ou moins expulsés à la solidification, entraînant des « piqûres » à la surface de l’alliage.

- **Corrosion électrochimique des alliages d’or**

Sur le plan de la corrosion électrochimique le traitement d’homogénéisation semble absolument nécessaire, si l’on veut éviter le ternissement en bouches des pièces coulées. D’autres parts, le couplage avec des métaux moins nobles est à éviter sous peine d’entraîner leur altération.

### **C. Propriétés biologiques**

Les alliages d’or sont très bien tolérés en bouche à condition que la teneur globale en or et en métaux nobles du groupe du platine ne soit pas inférieure à 75 %. Toutefois pour éviter les phénomènes subjectifs liés à la corrosion électrochimique (goût métallique, picotement de la langue...), il est préférable d’homogénéiser l’alliage avant sa mise en bouche.

---

#### **II.2.2.1.4. Biocompatibilité [139]**

Un matériau et ses produits de dégradation sont dits « biocompatibles » s'ils ne provoquent aucune réaction toxique, mutagène, cancérigène, allergique ou inflammatoire. Les alliages dentaires sont au cœur de cette définition car, en leur présence, des relargages ioniques potentialisés par des phénomènes galvaniques existent.

Si quelques cas d'hypersensibilité de contact cutané ont été répertoriés avec des alliages riches en or et les sels de leurs métaux constitutifs, aucune réaction de la muqueuse buccale à l'égard des alliages à haute teneur en or n'a été mise en évidence au cours d'une étude in vivo.

#### **II.2.2.2. Le titane**

Le titane a été découvert par Gregor en 1871, puis redécouvert en 1875 par Klaproth qui lui a donné son nom, mais il est resté une curiosité jusqu'en 1938, date à laquelle un procédé de production industrielle a été développé par Kroll. C'est un élément de transition à densité basse et à point de fusion élevé, il possède un ensemble unique de propriétés mécaniques et de résistance à la corrosion qui le rend particulièrement approprié pour des applications très contraignantes, notamment dans la chimie et l'industrie aérospatiale. Ces propriétés sont également à l'origine de leur utilisation en chirurgie.

Dans les premiers stades de son utilisation, le titane a été employé sous une forme commercialement pure qui est essentiellement un alliage dilué de titane et d'oxygène. Il y a plusieurs qualités de titane commercialement pur. Contenant des qualités variables de fer et d'oxygène dissous : la résistance est d'autant meilleure que la teneur en oxygène est élevée.

A l'opposé, d'autres éléments peuvent être ajoutés en métal pur pour réaliser cette fois un alliage dont les propriétés peuvent être optimisées en fonction de l'application désirée et donc des contraintes supportées [44, 58, 140-141].

##### **II.2.2.2.1. Composition**

Les tableaux 6 et 7 nous montrent les différents grades de titane commercialement pur ainsi que la composition des alliages qu'on utilise en clinique.

**Tableau 6 :** Différents grades de titane commercialement pur [140].

Ti Cp selon les normes DIN 17850	Oxygène %	Fer %	Résistance à la traction (MPa)
Grade 1	0,12	0,2	250
Grade 2	0,18	0,3	350
Grade 3	0,25	0,3	450
Grade 4	0,35	0,5	550

**Tableau 7 :** Composition des alliages de titane utilisés en clinique [140].

Élément	Composition (%)	
	Ti-6Al-4V (grade ELI)	Ti-6Al-4V (grade standard)
N <sub>2</sub>	< 0,05	< 0,05
C	< 0,08	< 0,10
H <sub>2</sub>	< 0,0125	< 0,015
Fe	< 0,25	0,30
O <sub>2</sub>	< 0,13	0,20
Al	5,50-6,50	5,50-6,75
V	3,50-4,50	3,50-4,50
Ti	Complément	Complément

#### II.2.2.2.2. Indications [143 -147]

- Prothèse adjointe : aujourd’hui la technologie de mise en œuvre du titane est parfaitement maîtrisée ce qui permet la réalisation de prothèse amovible, simple ou combinée aux constructions fixées complexes.
- Prothèse conjointe : les ancrages radiculaires ou coronaires vissés.
- Orthodontie : arcs à mémoire et les brackets.



- 
- Implantologie : l'alliage TiAl6V4 grâce à ses propriétés mécaniques et biologiques meilleurs.
  - Endodontie : NiTi pour la réalisation des limes et broches pouvant être facilement courbées.

### II.2.2.2.3. Les propriétés du titane [147 - 155]

#### A. Les propriétés physiques

- **Masse spécifique = Densité**

La densité du titane est de  $4,5 \text{ g/cm}^3$ , elle est l'intermédiaire entre celle de l'aluminium ( $2,71 \text{ g/cm}^3$ ) et celle de l'acier ( $7,86 \text{ g/cm}^3$ ). La densité du titane est parmi les plus basses des densités des métaux couramment utilisés en odontologie, ceci serait intéressant pour la réalisation de prothèses amovibles car on aurait une réduction considérable du poids, et par conséquent plus de confort et une sensation de légèreté pour le patient.

- **Dureté**

La dureté des alliages à base de titane est comparable à celle des alliages précieux à base d'or et bien inférieure à celle des alliages non précieux (210 à 465 HVN).

#### B. Les propriétés thermiques

- **Température de fusion**

La température de fusion du titane est de  $1720^\circ\text{C}$ , ceci impose des techniques de fusion et de coulée bien particulières.

- **Point d'ébullition**

Le titane a une température d'ébullition de  $3620^\circ\text{C}$ , supérieure à celles des autres matériaux.

- **Coefficient de dilatation linéaire**

Il correspond au changement en longueur du matériau quand sa température s'élève ou s'abaisse d' $1^\circ\text{C}$ . Pour le titane sa valeur moyenne est de  $8,35 \cdot 10^{-6} \text{ cm}/^\circ\text{C}$ , à  $15^\circ\text{C}$  sa valeur est proche de celle de la dent, elle est égale à  $11,2 \cdot 10^{-6} \text{ cm}/^\circ\text{C}$ .

---

- **Conductibilité thermique**

Elle est de 0,0045 Cal/A.°C.cm à une température égale à 20°C. Elle est assez faible comparée aux autres métaux et alliages, ainsi le titane présenterait un très bon comportement face aux variations thermiques en milieu buccal, et rendrait par conséquent le port des prothèses plus rassurant et confortable.

### **C. Les propriétés mécaniques [147 - 152, 156]**

- **Module d'élasticité = le module de Young**

Le module d'élasticité du titane est de l'ordre de 80 à 110 Gpa à température ambiante (20°C) et peut diminuer avec l'élévation de la température. Il est comparable à celui des alliages d'Or mais il est inférieur à celui des alliages nickel-chrome et cobalt-chrome. Cette propriété détermine la rigidité du matériau dont la valeur peut être augmentée par augmentation de la teneur en oxygène et en hydrogène.

- **Limite élastique**

Caractéristique très importante car elle exprime l'aptitude de l'alliage à résister aux forces et contraintes auxquelles il est soumis sans subir de déformation permanente. Elle est de 750 Mpa pour le titane pur, et peut varier de 330 Mpa à 1000 Mpa (425 Mpa pour le titane coulé, 830 Mpa pour l'alliage TiAl6V4) selon les différents types d'alliages et paraît être convenable à l'usage en odontologie. La valeur de limite élastique peut être diminuée par augmentation de la température.

- **Résistance à la traction**

Elle traduit la ténacité du matériau, c'est-à-dire son aptitude globale à absorber de l'énergie avant de se fracturer. Pour le titane, elle est de 800 Mpa, elle est bien supérieure à celles des alliages conventionnels cependant, elle diminue avec l'augmentation de la température ; cette diminution pourrait atteindre 60% de la valeur initiale entre la température ambiante et une hausse à 400°C.

### **D. Les propriétés chimiques et électrochimiques [157 -163]**

Vu son faible potentiel Redox (-1,63 V), le titane devrait être oxydé par les fluides buccaux où les différents alliages et métaux éventuellement présents en bouche, mais les différentes mesures électrochimiques montrent que le titane présente une grande résistance à la corrosion. De nombreux auteurs concordent pour souligner la qualité de la résistance à la corrosion du

---

titane vu que le degré de résistance à la corrosion représente un critère de choix pour l'utilisation d'un matériau destiné à évoluer en milieu buccal ; la résistance à la corrosion du titane est bien spécifique car elle apparaît supérieure à celles de tous les alliages et métaux même les plus précieux.

Elle est due à la couche de passivation qui lui confère une certaine stabilité dans les milieux corrosifs et lui permet de résister aux agents chimiques. Il faut signaler qu'il existe une faible altération du film de passivation sous des contraintes importantes ou bien par abrasion de la couche d'oxyde, mais cette altération reste inférieure à celle subie par les autres alliages, ceci n'entrave pas la résistance du titane à la corrosion.

Les chimistes Yamagushi et Otsuda furent les premiers à décrire le phénomène d'altération et de dégradation des surfaces de titane en présence d'acide fluorhydrique ; leurs études électrochimiques ont permis de mettre en évidence que la faculté de résister à la corrosion des alliages de titane peut être fortement compromise dans les milieux acides contenant des ions de fluorures.

Cependant, l'application de l'impédancemétrie (ou spectroscopie d'impédance électrochimique) utilisée pour étudier les comportements électrochimiques des métaux et alliages, confirme la susceptibilité à la corrosion des alliages de titane en milieux fluorés.

#### **II.2.2.2.4. Biocompatibilité**

Il est admis cliniquement que le titane possède un pouvoir allergogène très faible, contrairement au nickel, cobalt et chrome [164-166].

Une étude à propos de l'allergie au titane a été menée par J.E.Heraud et R.Signoret [167]: Cette étude a porté sur un éventail de 123 personnes appartenant à une population dite à risque, qui ont été soumis aux tests d'hypersensibilité dont le plus couramment utilisé est le test épicutané ou patch test.

Il est généralement admis que le titane pur est extrêmement bien toléré par des tissus et n'induit ni effets toxiques, ni réactions inflammatoires [168]. La biocompatibilité du titane est en rapport avec la formation spontanée, à l'air ou en milieu aqueux, d'une couche d'oxyde de surface, constituée de plusieurs oxydes (dioxyde de titane  $TiO_2$ ,  $TiO$ ,  $Ti_2O_3$ ,  $Ti_3O_4$ ) [169]. C'est une couche naturelle de protection, dite couche passive, dont l'épaisseur est estimée entre 300 et 600 nm.

---

La biocompatibilité du titane est particulièrement bonne vis-à-vis de l'os qui croît en contact direct avec sa surface et assure ainsi une très bonne transmission des contraintes mécaniques.

### **II.2.2.3. Les alliages nickel-chrome**

Depuis quelques temps, on s'est intéressé de plus près à l'utilisation des alliages nickel-chrome dans la fabrication des prothèses. Leurs excellentes propriétés mécaniques, leur bonne tolérance biologique, leur solidité qui surpasse celle des métaux précieux font que ces alliages inoxydables, dérivés des superalliages industriels, sont largement utilisés en dentisterie [58, 170].

#### **II.2.2.3.1. Composition [58, 138]**

Les alliages nickel-chrome sont essentiellement composés de nickel pour 60 à 80% et de chrome pour 10 à 25% comme éléments de base, voire de fer pour certains (10-12%). Ils comprennent en outre, un certain nombre d'éléments d'addition, tel l'aluminium qui forme des phases durcissantes avec le nickel, le carbone et le bore, qui forment des carbures ou des borures avec le chrome et le molybdène, et le silicium dont le pouvoir désoxydant renforce encore en surface celui du chrome, du nickel et de l'aluminium.

#### **II.2.2.3.2. Indications [44, 58]**

- Les prothèses conjointes coulées.
- Les infrastructures céramo-métalliques.
- Brackets métalliques, ligatures, les fils et ressorts.
- Le nickel peut être contenu dans certains instruments à usage endodontique.

#### **II.2.2.3.3. Les propriétés des alliages nickel-chrome [58]**

##### **A. Les propriétés physiques**

- **La masse volumique**

Elle est en moyenne de  $8 \text{ g/cm}^3$ , c'est-à-dire deux fois plus faible que celle des alliages d'or.

---

## **B. Les propriétés thermiques**

- **Intervalles de fusion**

Les alliages nickel-chrome ont un intervalle de fusion plus élevé que celui des ors conventionnels. Variable selon leur composition, il s'échelonne de 1050°C à 1100°C ou de 1300°C à 1350°C selon les marques.

- **Dilatométrie thermique**

Les alliages nickel-chrome dentaire possèdent un coefficient linéaire moyen de dilatation thermique compris entre  $15$  et  $17 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$  entre 0 et 1000°C. En raison de leur intervalle de fusion plus élevé, le retrait linéaire théorique de ces alliages est plus important que celui des ors. Selon Earshaw et Peyton, il est compris entre 2 et 2,3 %. On admet qu'il est plus faible, en pratique, en raison de « l'effet paroi » entre le métal en fusion et le revêtement.

L'addition en faible quantité, dans l'alliage de silicium et surtout de bore permet d'abaisser l'intervalle de fusion et, par la même le retrait à la coulée : Harcourt, Riddihough et Osborne, ont montré qu'il pouvait diminuer jusqu'à 1,15%, avec 2% de bore et 3,5% de silicium.

- **Conductibilité thermique**

La conductibilité thermique des alliages nickel-chrome est en moyenne 14,6 W /m.k ; soit près de 20 fois inférieure à celles des ors dentaires 250 W /m.k.

- **Coulabilité**

Très satisfaisante, pour la plupart des alliages nickel-chrome qui permettent ainsi une excellente reproduction de détails, la coulabilité dépend en outre, de la nature et de la quantité des éléments d'addition mineurs. Ainsi le bore et le silicium confèrent aux pièces coulées un aspect particulièrement net et désoxydé.

- **Les traitements thermiques**

Les traitements thermiques réalisés sur les alliages dentaires, montrent une homogénéisation assez sensible de la structure entre 900°C et 1150°C selon la nature de ces alliages, et leur température de fusion. Pour réduire les risques de corrosion, il est nécessaire de réaliser un traitement d'homogénéisation.

---

### **C. Les propriétés mécaniques**

Le module d'élasticité élevé des alliages nickel-chrome (170 à 200 GPa), 2 fois supérieur à celui des alliages d'or de type IV, leur confère une rigidité remarquable. De même, les valeurs moyennes de leur limite élastique (400 à 600 MPa) et celle de leur résistance à la rupture (550 à 600 MPa) sont très satisfaisantes. Quant à l'allongement à la rupture, il est évidemment très faible (1 à 2%). Cette faible malléabilité, rend presque impossible le brunissage des limites périphériques. La dureté enfin peut varier de 200 V.H.N à 350 V.H.N. selon la structure et les traitements thermiques antérieurs, ce qui rend l'usinage difficile et implique la nécessité d'une finition parfaite des maquettes en cire.

### **D. Les propriétés chimiques et électrochimiques**

- **Résistance à la corrosion chimique et adhérence à la porcelaine dentaire**

L'adhérence de la porcelaine aux alliages nickel-chrome est à cet égard préoccupante. Il semble en effet que la liaison chimique céramique-métal est médiocre soit à cause de la disparité des dilatations thermiques, soit à cause de l'épaisseur de la couche d'oxyde formée lors des cuissons successives et de ses mauvaises qualités mécaniques, malgré l'adjonction, dans l'alliage, de désoxydants comme le silicium ou l'aluminium.

- **Résistance à la corrosion électrochimique**

La passivité des alliages nickel-chrome en milieu buccal est principalement assurée par le chrome, à partir d'une teneur suffisante (13 %). L'addition en faible quantité de molybdène et de manganèse, améliore leur résistance à la corrosion en milieu salivaire artificiel (Meyer). Toutefois, en bouche, certains défauts de coulée (hétérogénéités, carburation) peuvent entraîner un appauvrissement en chrome de certaines zones et donc provoquer une corrosion électrochimique.

### **E. Propriétés biologiques**

Les propriétés biologiques des alliages nickel-chrome sont en général très bonnes. Pourtant les risques d'allergie au nickel ou à ses dérivés, sont réels chez des patients sensibilisés.

Quand celles-ci sont suspectées, l'anamnèse permet de détecter la présence de réactions cutanées avec bijoux fantaisiques, bracelet, montre, etc. Ces suspicions sont complétées éventuellement par des tests réalisés par un allergologue.

---

#### **II.2.2.3.4. Biocompatibilité [171, 172]**

Le nickel est le métal le plus allergène qui existe ; 13 à 17 % de la population y est sensible [173]. Les phénomènes de toxicité dus au nickel, au cobalt et au chrome ne peuvent se produire avec les alliages utilisés, car aucun processus de corrosion ne peut libérer des doses toxiques de 10 mg/Kg. En revanche, des stomatites ont été observées. Les manifestations cliniques sont polymorphes et ne sont pas toujours aisément rattachées à l'agent causal.

Sur la base des patch-tests, on peut estimer que 28% de la population est sensible au nickel, car ce métal entre dans la composition d'alliages destinés aux bijoux de fantaisie. Cependant, il faut noter que tous les patients sensibles ne présentent pas de troubles suite au port d'une prothèse dentaire. Il faut 5 à 12 fois plus de nickel buccal par rapport à la peau pour que des manifestations allergiques se produisent. Le chrome n'est pas sensibilisant à l'état pur, en revanche le palladium pourrait constituer un facteur d'allergies.

Le problème est d'identifier l'allergène, s'il est dentaire ou si la cause provient des différents métaux associés aux bijoux ou aux boucles de ceintures. Dans ce contexte, il est intéressant de noter que des patients ayant subi pendant leur jeune âge des traitements orthodontiques impliquant la pose de dispositifs contenant du nickel avant percement de leurs oreilles et mise en place de bijoux, ont une sensibilité au nickel bien plus réduite qu'une population de patientes aux oreilles percées, porteuses de boucles d'oreilles, mais n'ayant pas subi au préalable de traitement orthodontique. Le contact oral précoce avec le nickel augmenterait la tolérance immunologique au nickel.

A noter que l'utilisation d'alliages nickel-chrome dans la cavité buccale ne provoque pas systématiquement des réactions allergiques, ceci s'explique que le comportement chimique du nickel et par la structure des surfaces muqueuses buccales.

---

#### **II.2.2.4. Les alliages cobalt-chrome**

Les alliages cobalt-chrome font partie des alliages non précieux. Mis au point par Haynes en 1907, ils sont connus sous le nom de stellites en raison de leur brillant éclat métallique. Ils ont été utilisés pour la première fois en dentisterie vers le milieu des années 1930 et leur bonne résistance à la corrosion, jointe à la tolérance par les tissus, ont conduit à leur introduction en chirurgie orthopédique quelques années après.

Ils présentent certains avantages par rapport aux alliages précieux à savoir qu'ils sont plus légers, moins onéreux ou encore pour leurs propriétés mécaniques. Ceci dit, certains inconvénients sont évoqués par les chirurgiens-dentistes et les prothésistes : mauvaise mise en œuvre, propriétés chimiques et biologiques insuffisantes.

##### **II.2.2.4.1. Composition [55, 138, 172, 174]**

Ce sont essentiellement des alliages à base de cobalt, soit ternaires, Chrome-Cobalt-molybdène (alliages classiques) soit quaternaires, Chrome-Cobalt-Nickel-Molybdène (alliages récents), auquel sont ajoutés différents éléments en faible quantité, afin d'en modifier les propriétés.

La constitution de ces alliages est avant tout une solution solide d'environ 70 % de cobalt et 30 % de chrome. Toute variation importante de cette proportion sans substitution par des métaux comparables a généralement pour résultat de diminuer les caractéristiques mécaniques et d'amoinrir la résistance à l'oxydation.

La teneur en chrome doit être d'au moins 20 % pour que ces alliages résistent à la corrosion et soient donc biocompatibles. Le chrome protège le métal sous-jacent grâce à la formation d'oxyde mécaniquement et chimiquement stable. Le cobalt donne de la résistance à la dégradation par corrosion, de la rigidité et de la dureté, particulièrement à des températures élevées. Le molybdène améliore la ductilité et la résistance à la corrosion en milieu biologique. Le carbone, même en faible teneur (inférieur à 0,1 %) apparaît également lié à la conservation de propriétés électrochimiques acceptables.

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



---

#### II.2.2.4.2. Indications [58, 174]

- Châssis métalliques (dits squelettés ou décollétés) en prothèse adjointe.
- Les restaurations par prothèse conjointe : couronnes et bridges pour incrustation de céramique surtout en association avec la prothèse adjointe.
- Réalisation d'arcs et de ressorts en orthopédie dento-faciale.

#### II.2.2.4.3. Les propriétés des alliages cobalt-chrome [58]

##### A. Les propriétés physiques

- **Masse volumique**

Leur légèreté - source de confort- due à leur faible masse volumique - de l'ordre de 8 à 8,5 g/cm<sup>3</sup> - 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.

##### B. Propriétés thermiques

- **Intervalle de fusion**

Les alliages cobalt-chrome ont un intervalle de fusion relativement élevé et ce d'autant plus que la teneur en cobalt est importante. La fusion débute aux environs de 1250°C et se termine aux environs de 1400°C.

- **Dilatométrie thermique**

Le coefficient moyen de dilatation linéaire est de  $13 \times 10^{-6}$  à 20°C, et celui de la dent de  $11,4 \times 10^{-6}$  au niveau de la couronne.

- **Conductibilité thermique**

Le coefficient de conductibilité thermique entre 0°C et 100°C est de l'ordre de 7,95 W / m.K.

- **Retrait**

Le retrait théorique total du liquidus au solidus, et du solidus à l'ambiante, est compris entre 2,13 et 2,25 % pour la plupart de ces alliages. En pratique, le retrait est limité par les frottements liés à la complexité géométrique du châssis, et par l'augmentation de la valeur du rapport surface-volume.

---

- **Traitement thermique**

Il consiste en un vieillissement à 870°C-900°C, afin de permettre la précipitation des carbures. En prothèse adjointe, les alliages cobalt-chrome étant déjà suffisamment durs, ce type de traitement doit être évité.

### **C. Les propriétés mécaniques**

- **Module d'élasticité**

Il est avec la limite élastique et la résistance à la rupture, les plus élevés de tous les alliages utilisés en odontologie. Leur grande limite élastique permet pratiquement d'éviter toute déformation plastique permanente au niveau des barres de châssis et des crochets les plus fins et les plus minces, grâce, en outre à la rigidité que leur confère leur haut module d'élasticité.

- **Dureté**

La dureté globale de ces alliages varie entre 280 V.H.N. et 365 V.H.N. alors que celle de la dentine est de 70 V.H.N. et celle de l'émail de 320 V.H.N.

- **Coefficient de frottement**

Même si la dureté des alliages cobalt-chrome paraît supérieure à celle des alliages d'or, le coefficient de frottement de ces derniers est supérieur.

Dans le cas de frottement à sec, il y a une proportionnalité entre la charge et la force de frottement, cette dernière étant indépendante des dimensions des surfaces mises en jeu.

D'où le risque important d'usure dentaire créée par l'emploi des alliages métalliques (crochets, taquets occlusaux) chez les bruxomanes, sinon dans le cas de prothèses mal équilibrées. A cet égard, les alliages cobalt-chrome paraissent supérieurs aux alliages d'or dont le coefficient de frottement est supérieur. Pour ce qui est du frottement liquide, c'est-à-dire en lubrification hydrodynamique (salivaire et surtout alimentaire) l'épaisseur du film, même faible, réduit cependant le coefficient de frottement, et donc diminue la force de frottement, c'est-à-dire l'usure.

Dans le tableau ci-dessous (Tableau 8), a été établie une comparaison des propriétés mécaniques entre les alliages nickel-chrome et les alliages cobalt-chrome.

**Tableau 8 : Comparaison entre les propriétés mécaniques des alliages nickel-chrome et cobalt-chrome [58].**

	Alliages nickel-chrome	Alliages cobalt-chrome
Module d'élasticité en GPa	200-230	210-250
Limite d'élasticité en Mpa	400-600	390-660
Résistance à la rupture en Mpa	550-800	680-840
Dureté en V.H.N.	200-350	360-390
Allongement à la rupture	1-3	3-4

#### **D. Les propriétés chimiques et électrochimiques**

- **Résistance à la corrosion chimique**

Cette propriété n'est vraiment intéressante pour les alliages cobalt-chrome, qu'au niveau de la coulée puisqu'ils n'ont pas de vocation d'infrastructure pour restaurations céramométalliques. De ce fait il est préférable que la fusion ait lieu à l'abri de toute oxydation et de tout apport d'éléments étrangers tel le carbone ou l'oxygène.

Il faut redouter la formation de carbures qui précipitent aux joints de grains appauvrissant en chrome les régions voisines, les rendant sensibles à la corrosion intergranulaire.

- **Résistance à la corrosion électrochimique**

Dépendant de nombreux facteurs internes (structure du métal, état de surface, efforts subis) et externes (milieu, pH, taux d'oxygène, température...) la résistance à la corrosion électrochimique de ces alliages a fait l'objet d'études in vitro, et s'est révélée très bonne dans des solutions salivaires artificielles même en présence d'acide lactique. Les fractures observées après usage semblent plutôt dues à des défauts de fonderie (impuretés) comme l'ont confirmé les examens radiographiques, qu'à des phénomènes de corrosion sous fatigue.

---

## **E. Les propriétés biologiques**

Malgré la coexistence éventuelle de métaux différents, susceptibles de créer les couples galvaniques, et la présence de micropiles dues aux hétérogénéités dans la composition de l'alliage, ces phénomènes ne paraissent avoir qu'une importance relative, pour ce type d'alliage. En revanche, une hygiène particulière devra être recommandée au niveau de l'intrados du châssis et des crochets dont l'état de surface irrégulier est susceptible de favoriser le développement de la plaque.

### **II.2.2.4.4. Biocompatibilité [174]**

Les principaux composants des alliages cobalt-chrome, le cobalt, le chrome et le molybdène, sont des éléments essentiels. Ils doivent donc en principe être plus valorisés que des éléments n'ayant aucune fonction dans le corps humain.

L'organisme dispose pour les éléments essentiels des voies les plus diverses d'assimilation ou d'élimination. Il semble exister certaines valeurs seuils en dessous desquelles ne se produit aucune interaction. Ces valeurs seuils sont cependant très individuelles puisqu'il existe des allergies prouvées au cobalt, au chrome et au molybdène. La littérature ne fait cependant pas état d'allergie provoquée par les alliages cobalt-chrome. Les dizaines d'années d'utilisation des alliages cobalt-chrome en prothèse adjointe métallique en sont un témoignage. Déjà en 1936, les alliages de ce type étaient bien considérés. Nous disposons donc là d'un recul clinique plus important qu'avec les alliages or pour céramique.

La plupart du temps, les allergies sont détectées par le patch-test. Il faut souligner que ce test lui-même a tendance à sensibiliser. C'est pourquoi en Norvège par exemple, il n'est autorisé qu'en cas de doute fondé. D'autre part, se pose le problème des substances de test appropriées. Pour quelques éléments, il n'en existe pas encore et pour d'autres, le fait de choisir une substance de test inadéquate peut entraîner des erreurs d'appréciation. Ainsi, les allergies au chrome (pour le secteur dentaire) ne devraient être testées qu'avec des dérivés de chrome où le chrome se trouve au degré d'oxydation +3. Si l'on utilise du dichromate (le chrome est alors au degré d'oxydation +5 et agit comme un oxydant puissant), les résultats obtenus seront très probablement erronés. Lors des processus de corrosion, les alliages dentaires libèrent du chrome au degré d'oxydation +3. Pour éviter des erreurs de diagnostic, le patch-test ne devrait être effectué que par des personnes formées en la matière (dermatologues, allergologues) car sa lecture requiert des connaissances et une expérience.

---

Un test réalisé sur des cobayes (test de Buehler modifié) par un institut indépendant met en évidence l'impossibilité de prouver le potentiel allergisant de Wirobond C<sup>®</sup> ; il est donc très faible.

Ce certificat bio atteste également de l'absence de cytotoxicité. Wirobond C<sup>®</sup> tout comme Bio PontoStar<sup>®</sup> ne présentent aucune cytotoxicité. Le risque d'une toxicité locale peut donc être considéré comme faible.

Des réactions toxiques systémiques, qui touchent donc l'ensemble du corps, sont à exclure. En effet, les taux de corrosion sont faibles et les ions libérés ne concernent que des éléments essentiels. La littérature odontologique ne mentionne d'ailleurs aucune réaction toxique.

Par principe, on ne peut garantir une sécurité à 100% pour aucun alliage ou plus globalement pour aucun matériau dentaire. On peut cependant estimer comme extrêmement minime le risque résiduel lié à Wirobond C<sup>®</sup>.

Le prothésiste n'est pas uniquement en contact avec les alliages sous leur forme solide, plaquettes ou restaurations finies. Lors de la coulée et du meulage, il est exposé également aux vapeurs et aux particules qui s'infiltreront dans ses poumons.

D'autre part, la toxicité des poussières ne permet pas systématiquement d'en déduire que les alliages dentaires sont toxiques. Il convient de tenir compte de la nature et de la taille des particules, de leurs composants chimiques (ions, poussières...) et du lieu de résorption. C'est en négligeant ces paramètres que l'on en arrive à des conclusions erronées.

#### **II.2.2.5. Aciers inoxydables**

L'acier inoxydable est un des trois grandes familles d'aciers qui présente une grande résistance à la corrosion, à l'oxydation à chaud et au fluage (déformation irréversible). C'est un acier allié au nickel et au chrome. Il présente une résistance chimique très élevée, une ductilité comparable à celle du cuivre ou du laiton, et aussi des caractéristiques mécaniques élevées [48].

##### **II.2.2.5.1. Composition [49, 55]**

L'acier inoxydable dentaire est un acier 18/8 contenant 18% de chrome et 8% de nickel. Le reste est constitué par du carbone (0,5% ou moins), du fer et, parfois, des éléments modificateurs en plus faibles quantités. Ces aciers sont très résistants à la corrosion.

---

Le nickel contribue à augmenter la résistance à la corrosion, plus qu'à éviter l'oxydation ce qui rend l'acier inoxydable 18/8 très résistant à la corrosion.

#### II.2.2.5.2. Indications [175-177]

- Tenons radiculaires pour assurer la rétention de couronnes prothétiques provisoires et d'obturations de volume important après traitement radiculaires.
- Fabrication des bagues et des fils en orthodontie.
- Prothèses amovibles à plaques mais actuellement on utilise les alliages cobalt-chrome ;
- Crochets en prothèse adjointe partielle en résine.
- Couronnes pédodontiques préformées.
- Mainteneurs d'espace en pédodontie.
- Implants chirurgicaux dans le temps.

#### II.2.2.5.3. Les propriétés des aciers inoxydables [55]

##### A. Les propriétés mécaniques

Le tableau suivant montre les caractéristiques mécaniques générales que peuvent atteindre les aciers inoxydables 18/8. (Tableau 9)

**Tableau 9** : Propriétés mécaniques des aciers inoxydables 18/8 [55].

PROPRIETES	RECUIT	LAMINE À FROID
Limite élastique	2400-3200 (kg-cm <sup>2</sup> )	3500-10500 (kg-cm <sup>2</sup> )
Charge de rupture	5600-6300	7000-12500
Allongement %	60-55	50-10
Dureté Brinell	135-185	190-330

Indépendamment des traitements auxquels ils auront été soumis, les aciers inoxydables présentent toujours des résistances et des duretés inférieures à celles des aciers au carbone. Une donnée importante donnée par le tableau est l'importante augmentation de résistance et de dureté que provoque leur laminage à froid. Pratiquement, les propriétés mécaniques après laminage à froid, sont identiques à celles que l'on obtient sur un fil pour orthodontie, durci par tréfilage.

---

## **B. La résistance à la corrosion**

Les aciers inoxydables comme la plupart des métaux passivables sont plutôt sensibles aux phénomènes de corrosion localisée. Celle-ci est rendue possible par une rupture locale de l'intégrité de la couche passive sous l'action de contraintes mécaniques et/ou chimiques [178].

La résistance à la corrosion des aciers inoxydables est bonne, à condition qu'il n'ait pas de point de soudure électrique qui transforme le métal, et encore moins de soudure à plus bas point de fusion formant anode et permettant à la corrosion de se développer rapidement. La fonction du chrome et du molybdène dans les aciers inoxydables contribue à augmenter leur résistance à la corrosion.

Des nombreux facteurs, plus "classiques", influencent la corrosion comme le pH, le taux d'oxygène, la température et la teneur en ions chlorure du milieu.

### **II.2.2.5.3. Biocompatibilité**

La réponse du milieu biologique est un ensemble de réactions induites par la présence des produits de corrosion à base de fer, chrome et nickel principalement [179-181]. De nombreuses études ont été menées pour établir le comportement de chaque type d'ions métalliques dans un milieu biologique: tests in vitro à partir de produits de corrosion mis en contact avec un milieu biologique comme le sang [182,183], tests in vivo en injectant à des animaux ces mêmes produits de corrosion [184-187] et tests cliniques en relevant les urines et le sang de patients porteurs de prothèses métalliques et orthopédiques [188,189]. Ces études convergent vers les mêmes résultats. Le fer s'accumule en grande quantité dans la rate [187]. Le molybdène est rejeté dans les urines [184]. Le nickel est transporté via le plasma sanguin et est majoritairement rejeté dans les urines, même si une faible quantité est stockée dans la rate [182-187]. Le chrome a une activité biologique qui dépend de son degré d'oxydation.

Les effets des produits de corrosion sur l'organisme peuvent être divisés en quatre catégories : les allergies, la cytotoxicité, la mutagénicité et le potentiel cancérigène.

Pour évaluer le potentiel allergène de l'acier, les éléments qui le constituent sont considérés individuellement. Le nickel est un élément que l'on retrouve sous forme de traces dans le fonctionnement de certaines enzymes et le chrome est un des éléments essentiels pour métaboliser le glucose [190]. Cependant, le nickel et le chrome sont les deux éléments fortement allergènes, induisant notamment des réactions cutanées [191-194].

---

Le potentiel cytotoxique de l'acier inoxydable peut être évalué à partir des potentiels cytotoxiques de chacun de ses constituants. Pour chaque élément métallique, il existe un seuil de concentration au delà duquel il est jugé toxique, celui-ci dépendant de son degré d'oxydation et du type de cellules ciblées [195-198].

L'acier inoxydable est composé de deux métaux fortement mutagènes, le chrome sous sa forme  $\text{Cr}^{6+}$  et le nickel sous sa forme  $\text{Ni}^{2+}$  [199].

Le nickel et le chrome, éléments constitutifs de l'acier, sont cancérigènes sous leurs formes oxydées  $\text{Cr}^{6+}$  et  $\text{Ni}^{2+}$  lorsque leurs poussières sont inhalées [191, 200, 201]. Lorsqu'ils sont utilisés comme prothèses dentaires et orthopédiques aucune preuve formelle n'a démontré leur potentiel cancérigène pour l'homme [202].



---

**DEUXIEME PARTIE:  
PARTIE PRATIQUE**



---

## CHAPITRE I

### MATERIAUX ET METHODES EXPERIMENTALES

Dans ce chapitre, nous présentons les différents matériaux utilisés : les alliages dentaires Ni-Cr et Co-Cr, le khat (*Catha edulis*), les différents bains de bouche ainsi que les différents électrolytes utilisés pour la réalisation de cette étude.

Aussi, nous présentons les différentes méthodes expérimentales : la technique de l'extraction des feuilles du khat (*Catha edulis*), le montage électrochimique pour réaliser les courbes de polarisation potentiodynamique et la spectroscopie d'impédance électrochimique (SIE). Nous présentons également de la technique d'observation et d'analyse de surface par la microscopie électronique à balayage (MEB).

#### I.1. MATERIAUX ET ELECTROLYTES

##### I.1.1. Alliages dentaires

Les essais de cette étude sont réalisés sur les alliages à base de nickel-chrome et à base de cobalt-chrome. Les échantillons sont sélectionnés à partir des matériaux utilisés dans la fabrication des prothèses dentaires fixées et amovibles métalliques. La composition des alliages à base de nickel-chrome sont présentés dans le tableau 10. La composition des alliages à base de cobalt-chrome sont données dans le tableau 11.

Les alliages Kera N<sup>®</sup>, 4 all<sup>®</sup>, Commend<sup>®</sup>, Neobond II<sup>®</sup>, Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup> sont utilisés dans l'étude de l'influence de l'extrait du khat sur la résistance à la corrosion des alliages Ni-Cr et Co-Cr.

Les alliages Kera NC<sup>®</sup>, Realloy N<sup>®</sup>, 4 all<sup>®</sup>, Neobond II<sup>®</sup>, Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup> sont utilisés dans l'étude de l'influence des bains de bouche sur la résistance à la corrosion des alliages Ni-Cr et Co-Cr.

Les alliages Kera NH<sup>®</sup>, Commend<sup>®</sup>, Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup> sont utilisés dans l'étude de l'influence des bains de bouche sur la résistance à la corrosion des alliages Ni-Cr et Co-Cr.

Pour les mesures électrochimiques, trois échantillons de chaque type de matériau sont utilisés. Tous les échantillons sont coulés sous forme d'un cylindre de 7 mm de diamètre et 15 mm de longueur. Tous les cylindres sont enrobés de résine, laissant une surface active de 0,38 cm<sup>2</sup> pour chaque échantillon. Chaque échantillon est poli mécaniquement avec du papier abrasif de différents grades (230-320-600-1200). Après polissage, chaque échantillon est rincé à l'acétone, ensuite à l'eau distillée et trempé dans le milieu d'étude. Les mesures sont effectuées après l'établissement d'un état d'équilibre raisonnable réalisé après 30 minutes d'immersion [1, 203].

**Tableau 10:** Compositions des alliages Ni-Cr.

Alliage	Composition (%)							Divers
	Ni	Cr	Mo	Si	Fe	Al	Be	
Kera N <sup>®</sup>	63,0	22,75	11,0	1,5		< 1,0		
4 all <sup>®</sup>	61,4	25,7	11,0	1,5				Al, Mn , C : < 1,0
Commend <sup>®</sup>	77,0	14,0	4,7			2,0	1,8	Si, Fe, C, 0,5
Kera NC <sup>®</sup>	66,0	22,5	9,0	0,9	< 0,9			
Realloy N <sup>®</sup>	63,0	24,0	10,0	1,7	1,4			
Kera NH <sup>®</sup>	60,0	26,0	12,0	1,8				Mn: < 0,1, C: < 0,1

Origine des alliages Ni-Cr:

Kera N<sup>®</sup> : Eisenbacher Dentalwaren Ed Gmbh, Germany.

4 all<sup>®</sup> : Ivoclar, Vivadent, Germany.

Commend<sup>®</sup> : The agreeen corporation, Oberlin Drive Son Diego. USA.

Kera NC<sup>®</sup> : Eisenbacher Dentalwaren Ed Gmbh, Germany.

Realloy N<sup>®</sup> : Realloy e. k Karnaksweg35/b, DE-58636 Iserlohn, Germany.

Kera NH<sup>®</sup> : Eisenbacher Dentalwaren Ed Gmbh, Germany.

**Tableau 11:** Compositions des alliages Co-Cr.

Alliage	Composition (%)							Divers
	Co	Cr	Mo	Si	Fe	Ga	Ni	
Neobond II <sup>®</sup>	52,2	27,8		0,5	0,5	2,5		12 ,4
Kera 501 <sup>®</sup>	61,0	30,25	5,5	0,4	0,5			Mn: 25, Al:< 0,4, Nb: 1,0
PD Casta H <sup>®</sup>	60,0	29,0	6,2		2,0		2,	C, Si , Mn : < 1,0

Origine des alliages Co-Cr:

Neobond II<sup>®</sup> : Curehunter Inc. USA.

Kera 501<sup>®</sup> : Eisenbacher Dentalwaren Ed Gmbh, Germany.

PD Casta H<sup>®</sup> : Mountain Medico, Inc. USA.

### **I.1.2. Khat (*Catha edulis*)**

Al-Awdi khat (*Catha edulis*) de Karbit Al-Subari Village, Al-nadrh ville au Yémen et Al-Ansy khat (*Catha edulis*) de Damar ville au Yémen sont utilisés dans cette étude. Les feuilles de khat frais sont collectées en été en 2011, pesées, lavées avec de l'eau distillée trois fois et laissées sécher pendant trois jours dans une chambre propre et sèche ( $20 \pm 5$  °C) et protégées de la lumière du soleil. Après séchage, les plantes sont pesées, emballées dans un paquet fermé et stocké à 20 ° C jusqu'à utilisation.

### **I.1.3. Bains de bouche**

Les bains de bouche Hexa<sup>®</sup>, Hexadyle<sup>®</sup>, Coxydil<sup>®</sup> et Hexide<sup>®</sup> sont utilisés dans cette étude. Les compositions des bains de bouche étudiés sont données dans le tableau 12.

**Tableau 12:** Compositions des bains de bouche testés.

Solution	Composition
Hexa <sup>®</sup>	Chlorhexidine gluconate 0,2%
Hexadyle <sup>®</sup>	Chlorhexidine gluconate B.P. 0,2%, sorbitol, propylène glycol, méthyl, propyl parabens, menthe poivrée flafour, méthanol, méthyl, éthanol, couleur et eau.
Coxydil <sup>®</sup>	Chlorhexidine gluconate B.P. 0,2%,
Hexide <sup>®</sup>	Solution de chlorhexidine gluconate B.P. équivalent à la chlorhexidine gluconate B.P. 0,20%, sodium Fluoride B.P. 0,05% dans une base agréablement aromatisée.

#### **I.1.4. Electrolytes d'étude**

Les tests de corrosion sont réalisés dans différents milieux.

##### **I.1.4.1. Les milieux d'étude de l'influence de l'extrait du khat sur la corrosion des alliages Ni- Cr et Co-Cr :**

- Le milieu de référence est la salive artificielle (Fusayama-Meyer), qui ressemble beaucoup à la salive naturelle [204-2010]. La composition de la salive artificielle (Fusayama-Meyer) est présentée dans le tableau 13. Le pH est mesuré avec une électrode de verre (pH meter HANNA Instrument, France). Le pH du milieu de référence est de 5,3.
- Le deuxième milieu utilisé a le même contenu que le milieu de référence, mais enrichie avec extrait de khat avec une concentration de 1 g / L. Le pH est de 4,6.
- Le troisième milieu est identique au milieu de référence, mais enrichie avec extrait de khat avec une concentration de 2 g / L. Le pH est de 4,5.
- Le dernier milieu est identique au milieu de référence, mais enrichie avec extrait de khat avec une concentration de 3 g / L. Le pH est de 4,5.

Nous avons sélectionné les concentrations de khat utilisées dans cette étude selon la quantité de khat consommée par des humains. Un montant de 50 mg / kg de poids corporel de poudre d'extrait de khat (équivalent à un montant moyen de l'extrait de khat consommé par des humains) [211]. Pendant les expériences, les solutions ont été agitées et la température de la solution a été maintenue à la température ambiante de 25 °C pour toutes les expériences [212].

---

#### **I.1.4.2. Les milieux d'étude de l'influence des bains de bouche sur la corrosion des alliages Ni-Cr et Co-Cr :**

- Le milieu de référence est la salive artificielle (Fusayama-Meyer). Le pH du milieu de référence est de 5,3.
- Le deuxième milieu de test utilisé est Hexa<sup>®</sup> prêt d'utiliser un bain de bouche (Arak pharma, Syrie). Le pH est de 4,6.
- Le troisième milieu utilisé est Hexadyle<sup>®</sup> prêt d'utiliser un bain de bouche (Shaba pharma, Yemen). Le pH est de 6,9.
- Le quatrième milieu utilisé a été Coxydil<sup>®</sup> prêt d'utiliser un bain de bouche (Shaphaco, Yemen). Le pH mesuré a été de 7.1.
- Le dernier milieu de test utilisé est Hexide<sup>®</sup> prêt d'utiliser un bain de bouche (Great india industrial and pharmaceutical laboratories, India). Le pH est de 4,4. Pendant l'étude, les solutions sont agitées et la température de la solution est maintenue à la température ambiante de 25 °C pour toutes les expériences.

#### **I.1.4.3. Les milieux d'étude de l'influence du pH et de la température sur la Corrosion des alliages Ni-Cr et Co-Cr :**

- Le première milieu est la salive artificielle (Fusayama-Meyer). Le pH est mesuré avec une électrode de verre (pH meter HANNA Instrument, France). Le pH est de 5,3 et la température est maintenue à 20 °C (froid aliment).
- Le deuxième milieu utilisé a le même contenu que le premier milieu, mais le pH est réduit par addition d'acide lactique. Cet acide a été choisi afin d'obtenir des conditions proches de la réalité clinique, cet acide est libéré naturellement par les bactéries dans la cavité buccale [213-215]. Le pH est de 2,5.
- La troisième solution est la salive artificielle, mais la température de la solution est augmenté à 37 °C (la température du corps). Le pH est de 5,3.

**Tableau 13:** Composition de la salive artificielle (Fusayama-Meyer).

Solution	Composition
salive artificielle (Fusayama-Meyer)	KCl (0,4 g/L), NaCl (0,4 g/L), CaCl <sub>2</sub> .2H <sub>2</sub> O (0,906 g/L), NaH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> .2H <sub>2</sub> O (0,690 g/L), Na <sub>2</sub> S.9H <sub>2</sub> O (0,005 g/L), Urée (1 g/L).

---

## I.2. METHODES EXPERIMENTALES

### I.2.1. Extraction des feuilles de khat

Le khat est extrait à partir des feuilles comme décrit par les études précédentes [211, 217-219]. Les feuilles de khat séchées (100 g) de chaque type sont hachées en petits morceaux. Chaque type de khat est mis à macérer dans 100 ml d'éthanol à 95% ; à température ambiante pendant 24h, centrifugé à 5000 rpm pendant 5 min et le surnageant filtré avec papier filtre Whatman (n°1). L'éthanol (100 ml) est ajouté aux feuilles restantes et la procédure répétée. L'extrait khat- éthanol est évaporé au rotavapor à 30 °C avec une vitesse de rotation de 70 rpm. La solution visqueuse obtenue est diluée avec 100 ml d'eau distillée et ensuite agitée à 1000 rpm pendant 1 h à température ambiante. Le filtrat est conservé congelé à -70 °C pendant 24 h, puis séché par lyophilisation (CHRIST, Alpha, 2-4 LD Plus). En général 100 g de feuilles séchées (Al-Ansy khat) ont donné 7 g de poudre d'extrait de khat et 100 g de feuilles séchées (Al-Awdi khat) ont donné 8 g de poudre d'extrait de khat.

Al-Awdi khat est utilisé pour l'étude du comportement à la corrosion des alliages Kera N<sup>®</sup>, Commend<sup>®</sup> et 4 all<sup>®</sup> et Al-Ansy khat est utilisé pour l'étude du comportement à la corrosion des alliages Neobond II<sup>®</sup>, Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup>.



**Figure 25 :** Montage de lyophilisation.

---

## **I.2.2. Méthodes électrochimiques**

Les caractéristiques cinétiques du comportement des alliages sont déterminées par des méthodes électrochimiques qui peuvent être scindées en deux groupes :

- Les méthodes stationnaires : courbes de polarisation
- Les méthodes dites non stationnaires ou transitoires qui consiste à analyser les différentes réponses du système, lorsque ce dernier subit une perturbation dépendant du temps. Parmi ces méthodes figure la technique d'impédance électrochimique.

### **I.2.2.1. Courbes de polarisation**

Il s'agit du tracé des courbes de polarisation des alliages dans différents milieux. L'allure générale et les paramètres caractéristiques des courbes de polarisation nous permettent de comparer le comportement électrochimique des alliages et d'effectuer leur classement vis-à-vis de la résistance à la corrosion.

Ces tracés sont effectués à l'aide d'un montage classique à trois électrodes : une électrode de référence au calomel saturé, une contre électrode de platine, une électrode de travail (matériau à étudier), reliées à un ensemble composé d'un potentiostat (Voltalab<sup>®</sup> PGZ 301 radiometer analytical, France) et d'un microordinateur permettant de programmer les essais et le tracé des courbes de polarisation.

Dans ce travail, les courbes de polarisation sont tracées dans la gamme de potentiel de -1000 mV/ECS à +1000 mV/ECS, à une vitesse de balayage de 0,2 mV/s. L'objectif de la mesure de la polarisation dans cette gamme est de dépasser en premier le potentiel +300 mV, ce qui est équivalent au potentiel à l'intérieur de la bouche [1, 220] et, secondairement, d'étudier le comportement électrochimique de la région passive.

### **I.2.2.2. Spectroscopie d'impédance électrochimique**

La spectroscopie d'impédance électrochimique (SIE) est une technique qui permet de caractériser plus finement les différentes réactions électrochimiques à la surface du métal qui se corrode [221, 222].

Cette technique consiste à imposer au système une perturbation de fréquence variable et de faible amplitude. L'analyse de la réponse du système, peut renseigner selon le domaine de fréquence sur :



- 
- L'ensemble des processus élémentaires qui régissent la dissolution du matériau.
  - La nature de la couche passive et sa modification lors d'une perturbation mécanique ou chimique [223].

Dans ce travail, les digrammes de spectroscopie d'impédance électrochimique sont tracés, en imposant une tension sinusoïdale d'amplitude de 10 mV pour les fréquences comprises entre 100 kHz et 0,01 Hz, au potentiel d'abandon [224-226]. Avant de procéder aux tests des électrochimiques, les spécimens sont immergés dans l'électrolyte pendant 30 minutes pour atteindre un état stationnaire.

Le VoltaLab (Radiometer PGZ 301) avec son programme VoltaMaster 4 sont utilisés pour ajuster les courbes de Tafel et les diagrammes d'impédance pour le calcul des valeurs des paramètres de corrosion.

Les paramètres de corrosion sont: le potentiel de corrosion ( $E_{\text{corr}}$ ), la densité de courant de corrosion ( $I_{\text{corr}}$ ), la résistance de polarisation ( $R_p$ ), la résistance de transfert de charge ( $R_{\text{ct}}$ ), la résistance de l'électrolyte ( $R_s$ ) et la capacité de la double couche ( $C_{\text{dl}}$ ) [227-232]. Toutes les expériences réalisées ont été répétées trois fois.



**Figure 26:** Montage électrochimique.

---

### I.2.3. Analyses de surface

La microscopie électronique à balayage (MEB) permet l'observation de l'état de surface des matériaux solides et leurs analyses chimiques par la spectroscopie EDX.

Dans ce travail, la microscopie électronique à balayage (Philips, Quanta 200 X. TM-© Fei Company.) est utilisée pour observer les états de surface des alliages Ni-Cr et Co-Cr après immersion dans des solutions de test et comparée à la solution de référence et à l'analyse des matériaux à l'état initial (Réalisée au CNRST Division UATRS.).

- ❖ Pour étudier l'influence de l'extrait du khat (*catha edulis*) sur la résistance à la corrosion des alliages dentaires Ni-Cr et Co-Cr, deux échantillons d'alliages Kera N<sup>®</sup>, Commend<sup>®</sup> et 4 all<sup>®</sup> sont observés en microscopie électronique à balayage (MEB) après immersion pendant 7 jours dans la salive artificielle en l'absence et en présence de l'extrait de khat avec une concentration de 3 g/L à la température ambiante de 25 °C.

Pour les alliages Neobond II<sup>®</sup>, Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup>, deux échantillons de chacun des matériaux sont observés par microscopie électronique à balayage après immersion pendant 7 jours dans la salive artificielle en présence de l'extrait de khat avec une concentration de 3 g/L à la température ambiante de 25 °C et comparé à l'analyse des matériaux à l'état initial.

- ❖ Pour étudier l'influence des bains de bouche sur la résistance à la corrosion des alliages dentaires Ni-Cr et Co-Cr, deux spécimens des alliages Kera NC<sup>®</sup>, Realloy N<sup>®</sup> et 4 all<sup>®</sup> sont observés par microscopie électronique à balayage après immersion pendant 10 jours dans deux milieux différents: la salive artificielle et le bain de bouche Hexa<sup>®</sup> à la température ambiante de 25 °C.

Pour les alliages Neobond II<sup>®</sup>, Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup>, deux spécimens de chaque matériaux sont observés en utilisant la microscopie électronique à balayage après immersion pendant 10 jours dans deux milieux différents: la salive artificielle et le bain de bouche Hexide<sup>®</sup> à la température ambiante de 25 °C.

- 
- ❖ Pour étudier l'influence du pH et de la température sur la résistance à la corrosion des alliages dentaires Ni-Cr et Co-Cr, Deux échantillons des alliages Kera NH<sup>®</sup>, Commend<sup>®</sup>, Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup> sont observés par microscopie électronique à balayage (MEB). Un spécimen de chaque matériau est soumis à une immersion de 15 jours dans la salive acidifiée et comparé à l'analyse des matériaux à l'état initial.



**Figure 27:** Microscopie électronique à balayage.

#### **I.2.4. Analyse statistique**

Les résultats de la corrosion sont testés pour la signification statistique par une analyse de la variance (ANOVA). Une différence statistiquement significative est considérée lorsque  $P < 0,05$ .

---

## CHAPITRE II

### ETUDE DE L'INFLUENCE DE L'EXTRAIT DU KHAT (*CATHA EDULIS*) SUR LA RESISTANCE A LA CORROSION DES ALLIAGES DENTAIRES Ni-Cr ET Co-Cr

#### II.1. Introduction

Les feuilles de Khat (*Catha edulis*) sont utilisées par des millions de personnes dans le monde, principalement dans la corne de l'Afrique et le sud-ouest de la péninsule arabique [233,234]. Le Khat à mâcher, en particulier au Yémen, devenu une habitude quotidienne régulière et forme une base de l'interaction sociale et le style de vie. Les feuilles de khat contiennent les alcaloïdes cathine et la cathinone qui ont des propriétés amphétaminiques qui causent des effets de psycho-stimulation sous forme d'euphorie et d'excitation [235]. En plus de ses effets neurologiques qui peuvent également agir de manière systémique et son utilisation est associée à une tachycardie, une hypertension, des troubles gastro-intestinaux et la relaxation des parois de la vessie [236]. Aussi les feuilles de khat contiennent des aminoacides ; l'acide tannique, les flavonoïdes, les vitamines et les minéraux [79-81, 237, 238].

Les alliages nickel-chrome et cobalt-chrome utilisés dans les applications dentaires sont introduits dans la dentisterie comme remplacement possible pour les alliages précieux en raison de l'augmentation du coût de l'or [239-242]. La corrosion est le premier paramètre pour déterminer la biocompatibilité des alliages dentaires. Les prothèses fixée et amovible partielle métallique placées à proximité immédiate de la gencive, libèrent des ions métalliques à travers les processus de corrosion et peuvent causer des réactions indésirables [26, 243-245].

Lorsqu'on mâche, les feuilles de khat rentrent en contact avec les alliages Ni-Cr et Co-Cr des prothèses fixées et/ou amovibles métalliques. À notre connaissance, aucune étude pour évaluer l'influence du khat sur le comportement à la corrosion des alliages Ni-Cr et Co-Cr n'a été réalisée. Le but de ce chapitre est d'évaluer les effets des extraits de khat sur le comportement à la corrosion des alliages dentaires Ni-Cr et Co-Cr utilisés pour prothèses dentaires fixées et amovibles métalliques en milieux salivaires.

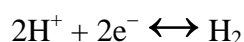
---

## II.2. Résultats

### II.2.1. Courbes de polarisation

Les figures 28, 29 et 30 montrent les courbes de polarisation des alliages à base de nickel-chrome (Kera N<sup>®</sup>, Commend<sup>®</sup> et 4 all<sup>®</sup>) dans la salive artificielle en absence et en présence de l'extrait de khat (Al-Awdi khat) à différentes concentrations.

Les courbes de polarisation montrent un domaine cathodique et un domaine anodique. Le domaine cathodique correspond à la réduction des protons,

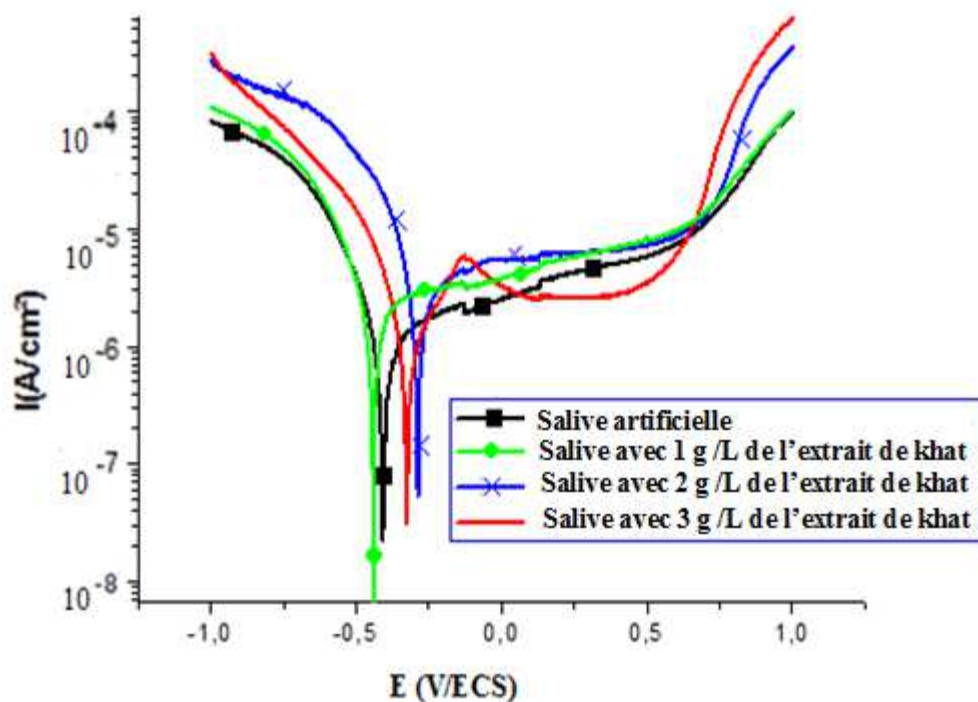


Le domaine anodique correspond à l'oxydation de l'alliage a montré un domaine de passivité qui s'étale entre le potentiel de corrosion et celui de l'oxydation de l'électrolyte ( $\approx 1$  V/ ECS).

Les tableaux 14, 15 et 16 regroupent les valeurs des paramètres électrochimiques des alliages Kera N<sup>®</sup>, Commend<sup>®</sup> et 4 all<sup>®</sup> obtenues à partir des courbes de polarisation, à savoir la densité du courant de corrosion ( $i_{\text{corr}}$ ), le potentiel de corrosion ( $E_{\text{corr}}$ ) et la résistance de polarisation ( $R_p$ ).

On remarque que les alliages Kera N<sup>®</sup>, Commend<sup>®</sup> et 4 all<sup>®</sup> ont présenté les plus faibles résistances de polarisation dans la salive artificielle en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat comparé à la solution de référence. La résistance de polarisation des alliages Kera N<sup>®</sup>, Commend<sup>®</sup> et 4 all<sup>®</sup> diminué avec l'augmentation de l'extrait de khat. Par ailleurs, la densité de courant de corrosion des alliages Kera N<sup>®</sup>, Commend<sup>®</sup> et 4 all<sup>®</sup> est élevée dans la salive artificielle en présence différentes concentrations de l'extrait de khat. La densité du courant de corrosion a augmenté également avec l'augmentation des concentrations de l'extrait de khat dans la salive artificielle.

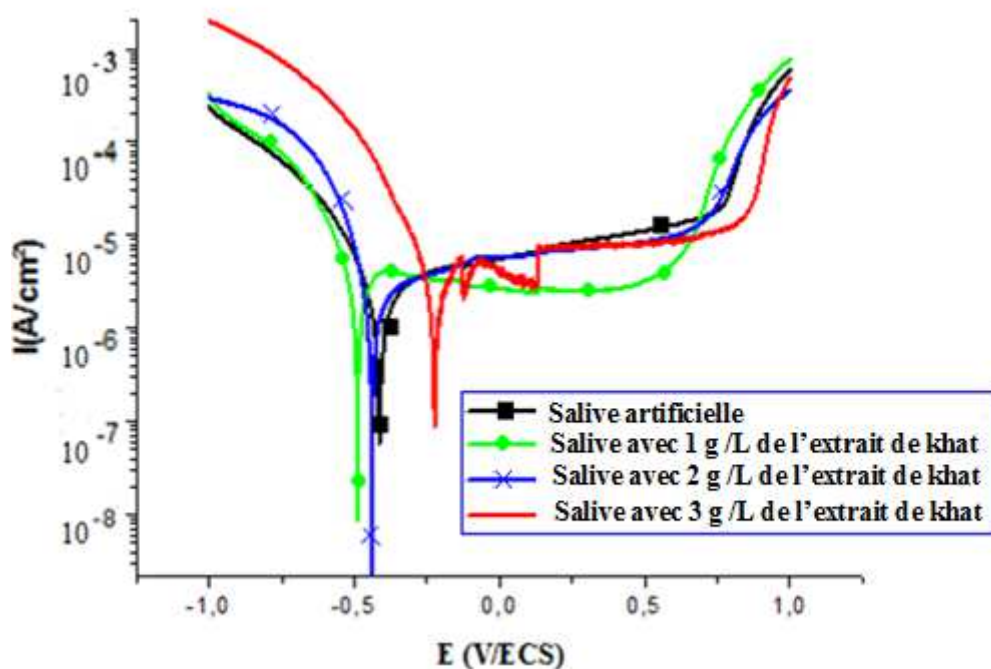
Dans la salive artificielle, les alliages Kera N<sup>®</sup> et 4 all<sup>®</sup> présentent la meilleure résistance à la corrosion par rapport à l'alliage Commend<sup>®</sup>.



**Figure 28:** Courbes de polarisation de l'alliage Kera N<sup>®</sup> dans la salive artificielle en absence et en présence de l'extrait de khat.

**Tableau 14:** Paramètres de corrosion de l'alliage Kera N<sup>®</sup> obtenus à partir des courbes de polarisation potentiodynamique dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat.

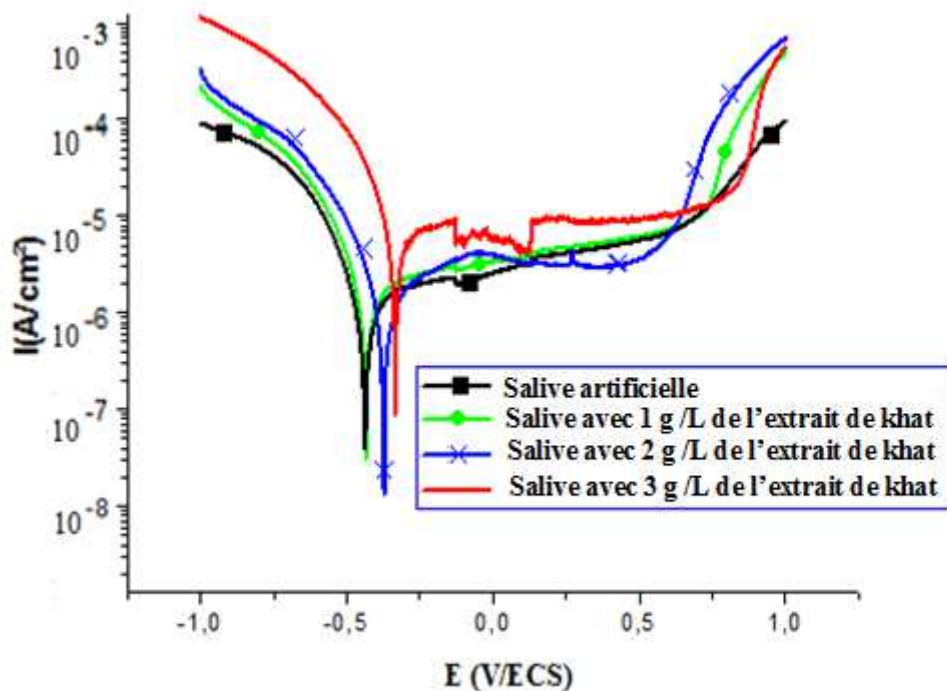
Solution	$E_{\text{corr}}$ (mV/ECS)	$I_{\text{corr}}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )	$R_p$ ( $\text{k}\Omega\text{cm}^2$ )
Salive artificielle	$-422 \pm 10$	$5,2 \pm 0,2$	$11,6 \pm 0,4$
Salive artificielle avec 1 g/L de l'extrait de khat	$-458 \pm 12$	$6,6 \pm 0,3$	$7,8 \pm 0,3$
Salive artificielle avec 2 g/L de l'extrait de khat	$-308 \pm 14$	$8,1 \pm 0,2$	$6,8 \pm 0,2$
Salive artificielle avec 3 g/L de l'extrait de khat	$-342 \pm 11$	$8,4 \pm 0,4$	$5,5 \pm 0,1$



**Figure 29:** Courbes de polarisation de l'alliage Commend<sup>®</sup> dans la salive artificielle en absence et en présence de l'extrait de khat.

**Tableau 15:** Paramètres de corrosion de l'alliage Commend<sup>®</sup> obtenus à partir des courbes de polarisation potentiodynamique dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat.

Solution	$E_{\text{corr}}$ (mV/ECS)	$I_{\text{corr}}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )	$R_p$ ( $\text{k}\Omega\text{cm}^2$ )
Salive artificielle	$-408 \pm 10$	$6,6 \pm 0,3$	$7,8 \pm 0,3$
Salive artificielle avec 1 g/L de l'extrait de khat	$-448 \pm 7$	$7,4 \pm 0,2$	$7,3 \pm 0,2$
Salive artificielle avec 2 g/L de l'extrait de khat	$-420 \pm 14$	$7,8 \pm 0,3$	$6,4 \pm 0,3$
Salive artificielle avec 3 g/L de l'extrait de khat	$-233 \pm 7$	$9,9 \pm 0,4$	$4,2 \pm 0,2$



**Figure 30:** Courbes de polarisation de l'alliage 4 all<sup>®</sup> dans la salive artificielle en absence et en présence de l'extrait de khat.

**Tableau 16:** Paramètres de corrosion de l'alliage 4 all<sup>®</sup> obtenus à partir des courbes de polarisation potentiodynamique dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extraits de khat.

Solution	$E_{\text{corr}}$ (mV/ECS)	$I_{\text{corr}}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )	$R_p$ ( $\text{k}\Omega\text{cm}^2$ )
Salive artificielle	$-460 \pm 18$	$5,8 \pm 0,2$	$12,2 \pm 0,5$
Salive artificielle avec 1 g /L de l'extrait de khat	$-448 \pm 10$	$6,5 \pm 0,3$	$9,4 \pm 0,2$
Salive artificielle avec 2 g /L de l'extrait de khat	$-389 \pm 11$	$7,1 \pm 0,2$	$7,8 \pm 0,3$
Salive artificielle avec 3 g /L de l'extrait de khat	$-341 \pm 3$	$8,6 \pm 0,4$	$6,2 \pm 0,1$



---

Les courbes de polarisation cathodique et anodique des alliages à base de cobalt-chrome (Neobond II<sup>®</sup>, Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup>) dans la salive artificielle en absence et en présence des extraits de khat (Al-ansy khat) à différentes concentrations sont illustrées sur les figures 31, 32 et 33.

Une première analyse de ces courbes montre que l'ajout des extraits de khat en milieu salivaire induit une augmentation du courant cathodique.

Dans la salive artificielle contenant de l'extrait de khat avec une concentration de 3 g / L, l'alliage Kera 501<sup>®</sup> montre un pic de dissolution active à - 0,1 V /ECS et une grande densité de courant anodique.

Les tableaux 17, 18 et 19 regroupent les valeurs des paramètres électrochimiques déterminées à partir des courbes de polarisation, à savoir la densité du courant de corrosion ( $i_{corr}$ ), le potentiel de corrosion ( $E_{corr}$ ) et la résistance de polarisation ( $R_p$ ).

L'analyse des courbes de polarisation des alliages Neobond II<sup>®</sup>, Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup> et des tableaux des résultats montre que la densité de courant de corrosion a augmenté avec l'augmentation des concentrations de l'extrait de khat dans la salive artificielle. On remarque aussi que les alliages Neobond II<sup>®</sup>, Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup> présentent les plus faibles résistances de polarisation dans la salive artificielle contenant différentes concentrations de l'extrait de khat comparé à la solution de référence. La résistance de polarisation des alliages Neobond II<sup>®</sup>, Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup> a diminuée avec l'augmentation de l'extrait de khat.

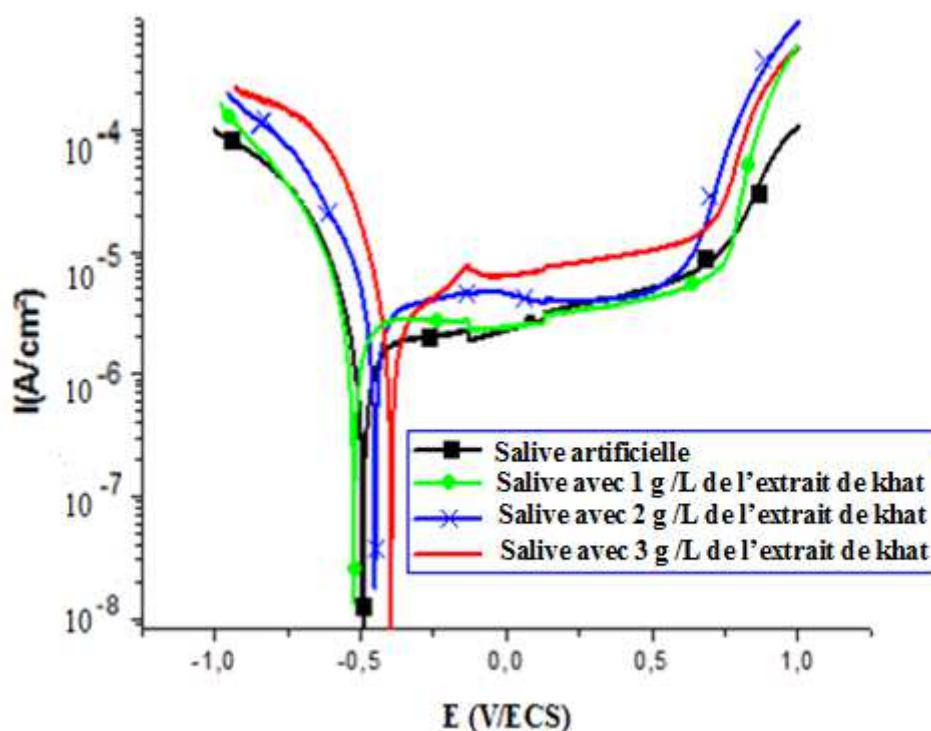
Dans la salive artificielle, les alliages Co-Cr présentent la meilleure résistance à la corrosion par rapport aux alliages Ni-Cr.

Des courbes de polarisation similaires sont obtenues pour Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup> dans la salive artificielle et les valeurs de résistance de polarisation pour Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup> sont également du même ordre.

Les figures 34 et 35 représentent les histogrammes de la résistance de polarisation ( $R_p$ ) et de la densité du courant de corrosion ( $I_{corr}$ ) des alliages Ni-Cr et Co-Cr dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat.

On remarque des histogrammes de la résistance de polarisation ( $R_p$ ) que les alliages Ni-Cr et Co-Cr ont présenté les plus faibles résistances de polarisation dans la salive artificielle en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat comparé à la solution de référence.

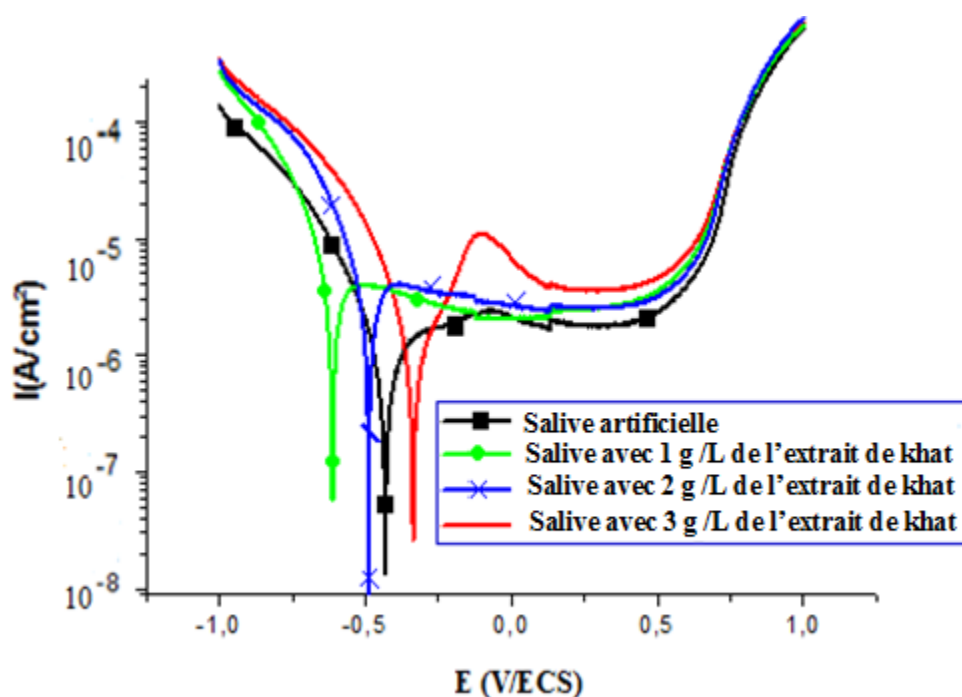
Par contre, les alliages Ni-Cr et Co-Cr ont présenté les valeurs les plus élevées de densité du courant de corrosion dans la salive artificielle en présence différentes concentrations de l'extrait de khat et la densité du courant de corrosion augmenté avec l'augmentation des concentrations de l'extrait de khat dans la salive artificielle.



**Figure 31:** Courbes de polarisation de l'alliage Neobond II<sup>®</sup> dans la salive artificielle en absence et en présence de l'extrait de khat.

**Tableau 17:** Paramètres de corrosion de l'alliage Neobond II<sup>®</sup> obtenus à partir des courbes de polarisation potentiodynamique dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat.

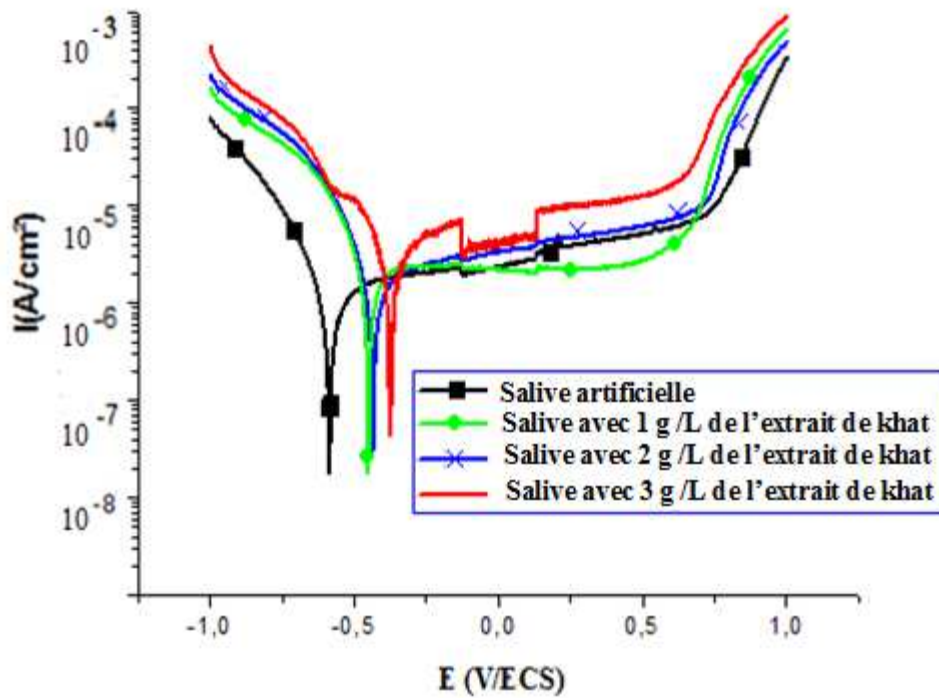
Solution	$E_{\text{corr}}$ (mV/ECS)	$I_{\text{corr}}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )	$R_p$ ( $\text{k}\Omega\text{cm}^2$ )
Salive artificielle	$-480 \pm 7$	$4,2 \pm 0,1$	$12,5 \pm 0,6$
Salive artificielle avec 1 g /L de l'extrait de khat	$-518 \pm 5$	$6,5 \pm 0,2$	$9,6 \pm 0,2$
Salive artificielle avec 2 g /L de l'extrait de khat	$-440 \pm 6$	$7,8 \pm 0,2$	$7,4 \pm 0,3$
Salive artificielle avec 3 g /L de l'extrait de khat	$-402 \pm 5$	$8,8 \pm 0,4$	$6,6 \pm 0,2$



**Figure 32:** Courbes de polarisation de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> dans la salive artificielle en absence et en présence de l'extrait de khat.

**Tableau 18:** Paramètres de corrosion de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> obtenus à partir des courbes de polarisation potentiodynamique dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat.

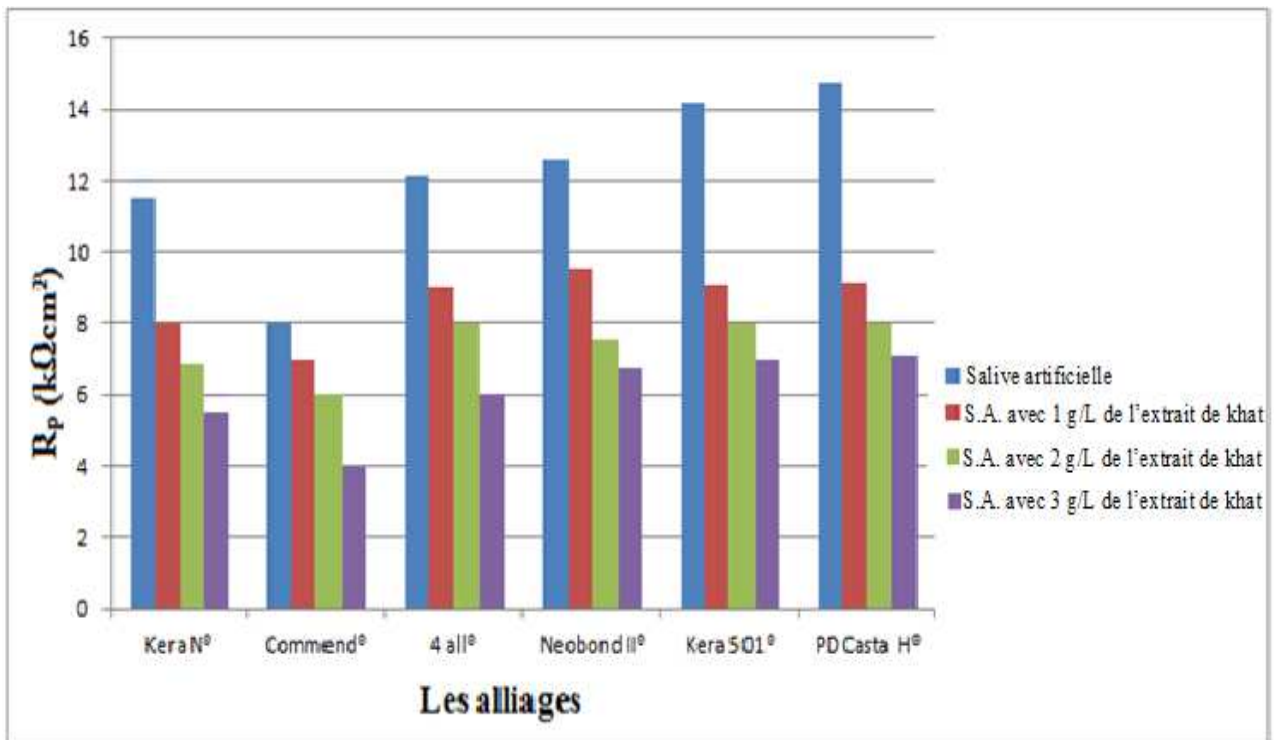
Solution	$E_{\text{corr}}$ (mV/ECS)	$I_{\text{corr}}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )	$R_p$ ( $\text{k}\Omega\text{cm}^2$ )
Salive artificielle	$-458 \pm 22$	$1,90 \pm 0,07$	$14,2 \pm 0,3$
Salive artificielle avec 1 g/L de l'extrait de khat	$-594 \pm 23$	$5,2 \pm 0,1$	$9,3 \pm 0,3$
Salive artificielle avec 2 g/L de l'extrait de khat	$-508 \pm 15$	$6,1 \pm 0,2$	$8,2 \pm 0,2$
Salive artificielle avec 3 g/L de l'extrait de khat	$-355 \pm 14$	$7,2 \pm 0,3$	$7,4 \pm 0,1$



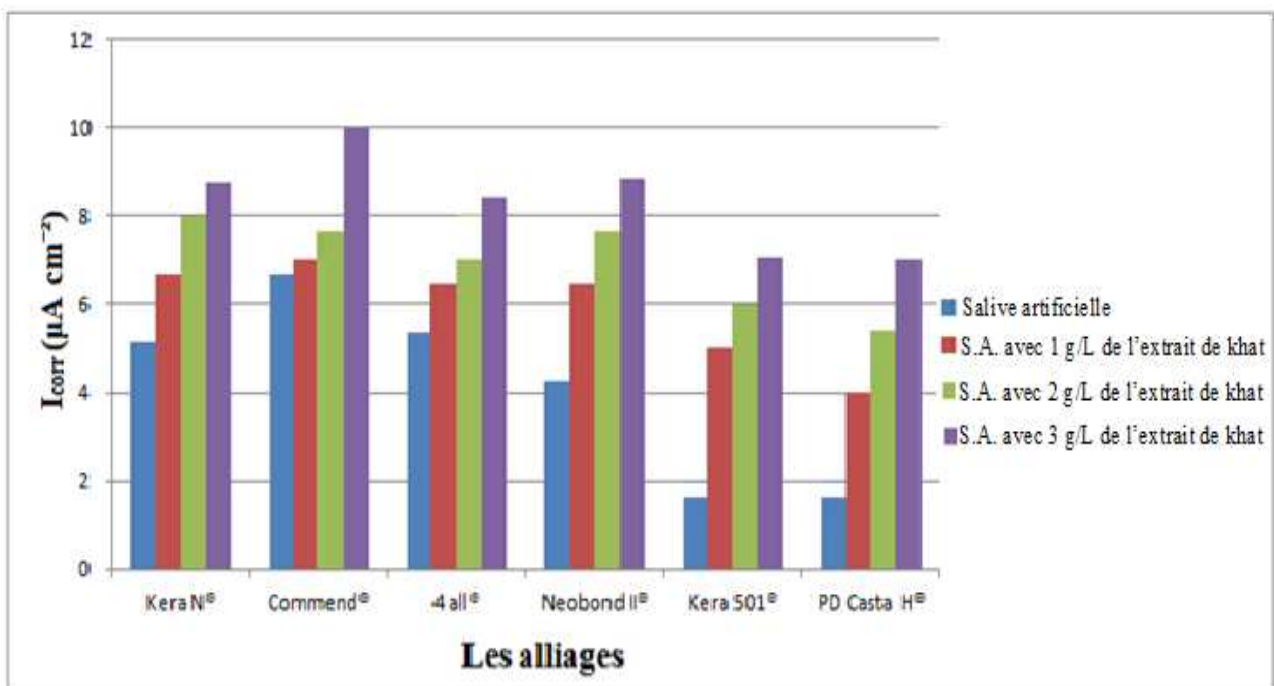
**Figure 33:** Courbes de polarisation de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> dans la salive artificielle en absence et en présence de l'extrait de khat.

**Tableau 19:** Paramètres de corrosion de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> obtenus à partir des courbes de polarisation potentiodynamique dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat.

Solution	$E_{\text{corr}}$ (mV/ECS)	$I_{\text{corr}}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )	$R_p$ ( $\text{k}\Omega\text{cm}^2$ )
Salive artificielle	$-541 \pm 18$	$1,70 \pm 0,06$	$14,8 \pm 0,6$
Salive artificielle avec 1 g/L de l'extrait de khat	$-467 \pm 12$	$4,03 \pm 0,08$	$9,2 \pm 0,2$
Salive artificielle avec 2 g/L de l'extrait de khat	$-447 \pm 10$	$5,4 \pm 0,2$	$8,8 \pm 0,2$
Salive artificielle avec 3 g/L de l'extrait de khat	$-381 \pm 4$	$6,8 \pm 0,3$	$7,3 \pm 0,1$



**Figure 34:** Histogramme de la résistance de polarisation ( $R_p$ ) des alliages Ni-Cr et Co-Cr dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat.



**Figure 35:** Histogramme de la densité de courant de corrosion ( $I_{corr}$ ) des alliages Ni-Cr et Co-Cr dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat.

---

## II.2.2. Spectroscopie d'impédance électrochimique

Les figures 36, 37 et 38 présentent les diagrammes d'impédance des alliages Kera N<sup>®</sup>, Commend<sup>®</sup> et 4 all<sup>®</sup>, obtenus au potentiel d'abandon dans la salive artificielle en absence et en présence de l'extrait de khat à différentes concentrations.

Les tracés des alliages à base de nickel-chrome (Kera N<sup>®</sup>, Commend<sup>®</sup> et 4 all<sup>®</sup>) montrent des demi-cercles incomplets, indiquant un comportement capacitif, suggérant la formation d'une couche d'oxyde protectrice. La taille du spectre d'impédance électrochimique diminue avec l'augmentation de la concentration de l'extrait de khat dans la salive artificielle. Les diagrammes d'impédance de notre étude concordent avec ceux des études précédentes [246-248].

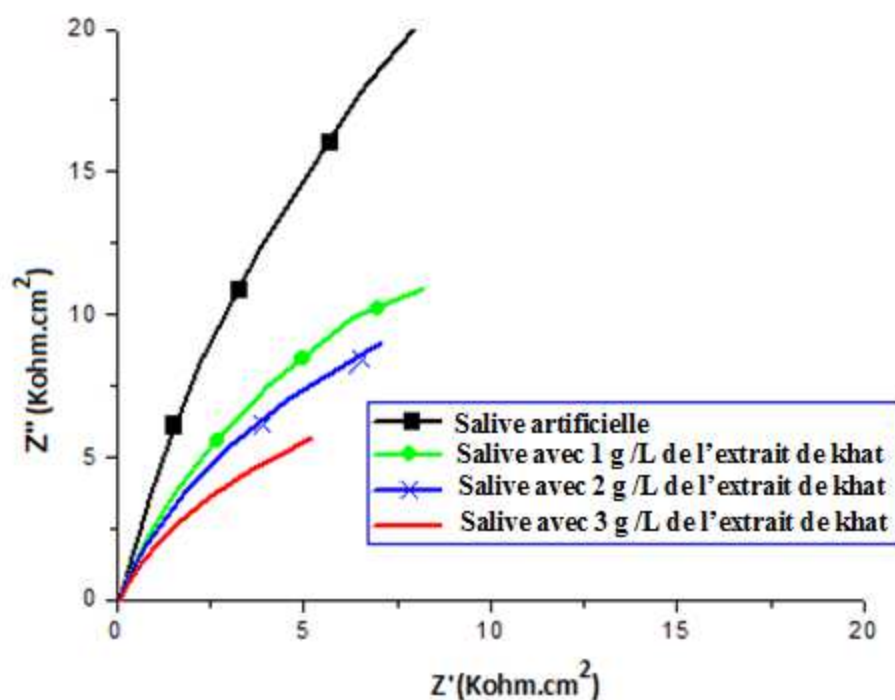
Les valeurs de spectroscopie d'impédance électrochimique sont interprétées en utilisant un circuit électrique équivalent, montré sur la figure 39.

Le circuit électrique équivalent est constitué de la résistance de la solution et de capacité de double couche en parallèle avec la résistance de transfert de charge [249-252]. Le choix de ce circuit est un compromis entre un adéquat raisonnable des valeurs expérimentales et un minimum de composants dans le simple circuit électrique équivalent.

Les paramètres d'impédance, à savoir la capacité de double couche ( $C_{dl}$ ), la résistance de transfert de charge ( $R_{ct}$ ) et la résistance de la solution ( $R_s$ ) des alliages Kera N<sup>®</sup>, Commend<sup>®</sup> et 4 all<sup>®</sup> dérivés à partir des diagrammes d'impédance sont donnés respectivement dans les tableaux 20, 21 et 22.

Les résultats des diagrammes d'impédance des alliages Ni-Cr ont montré une faible résistance de transfert de charge lorsqu'il y a ajout de l'extrait de khat dans la salive artificielle. La résistance de transfert de charge ( $R_{ct}$ ) a diminué avec l'augmentation de la concentration d'extrait de khat.

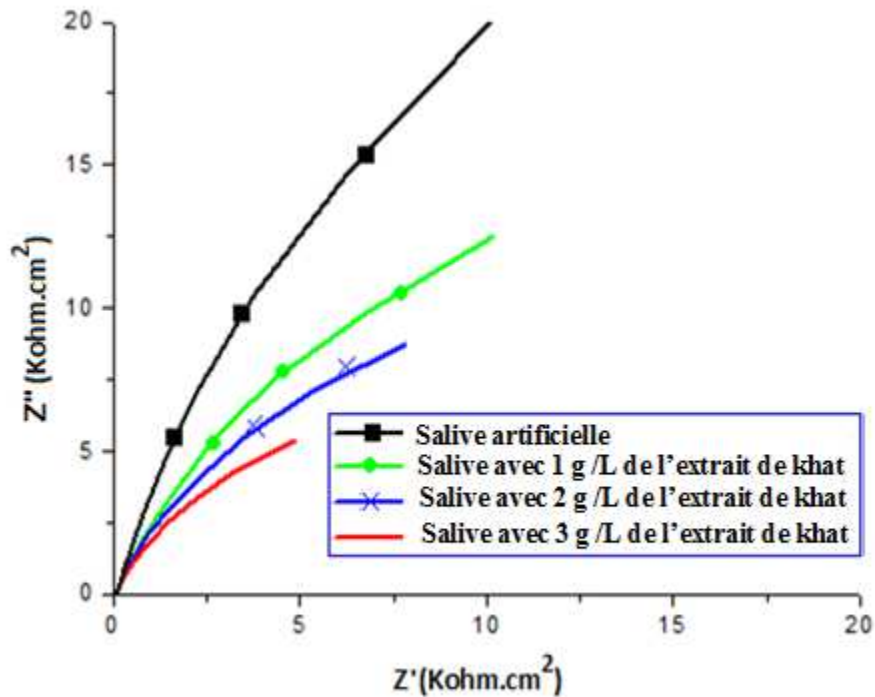
Par ailleurs, la capacité de double couche ( $C_{dl}$ ) des alliages Ni-Cr est élevée dans la salive artificielle contenant différentes concentrations de l'extrait de khat comparé avec la solution de référence.



**Figure 36:** Diagrammes d'impédance de l'alliage Kera N<sup>®</sup> dans la salive artificielle en absence et en présence de l'extrait de khat.

**Tableau 20:** Paramètres de corrosion de l'alliage Kera N<sup>®</sup> obtenus à partir des mesures d'impédance dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat.

Solution	$R_s$ ( $\Omega\text{cm}^2$ )	$R_{ct}$ ( $\text{k}\Omega\text{cm}^2$ )	$C_{dl}$ ( $\mu\text{F}/\text{cm}^2$ )
Salive artificielle	$79,5 \pm 1,9$	$91,4 \pm 0,7$	$15,6 \pm 0,6$
Salive artificielle avec 1 g/L de l'extrait de khat	$71,4 \pm 2,9$	$43,2 \pm 2,3$	$24,8 \pm 1,1$
Salive artificielle avec 2 g/L de l'extrait de khat	$67,5 \pm 0,6$	$30,8 \pm 1,3$	$35,4 \pm 1,2$
Salive artificielle avec 3 g/L de l'extrait de khat	$63,5 \pm 0,6$	$19,2 \pm 0,8$	$55,9 \pm 0,5$

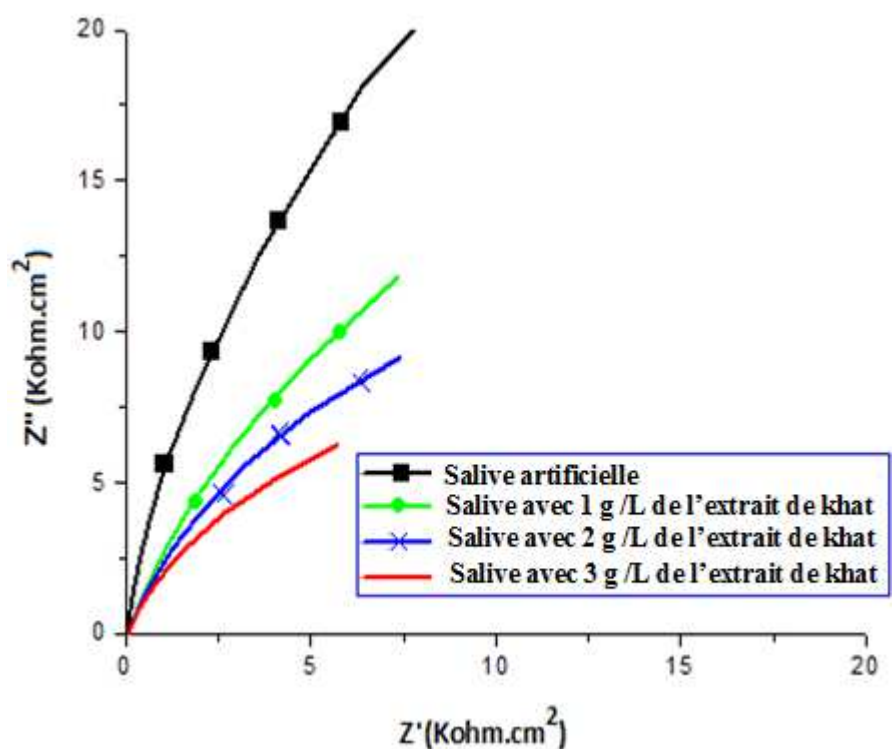


**Figure 37:** Diagrammes d'impédance de l'alliage Commend<sup>®</sup> dans la salive artificielle en absence et en présence de l'extrait de khat.

**Tableau 21 :** Paramètres de corrosion de l'alliage Commend<sup>®</sup> obtenus à partir des mesures d'impédance dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat.

Solution	$R_s$ ( $\Omega\text{cm}^2$ )	$R_{ct}$ ( $\text{k}\Omega\text{cm}^2$ )	$C_{dl}$ ( $\mu\text{F}/\text{cm}^2$ )
Salive artificielle	$76 \pm 3$	$82,4 \pm 2,2$	$16,4 \pm 0,6$
Salive artificielle avec 1 g /L de l'extrait de khat	$71 \pm 2$	$40,5 \pm 1,5$	$26,5 \pm 0,7$
Salive artificielle avec 2 g /L de l'extrait de khat	$67 \pm 3$	$27,4 \pm 0,8$	$39 \pm 1$
Salive artificielle avec 3 g /L de l'extrait de khat	$57 \pm 1$	$17,8 \pm 0,5$	$58,3 \pm 0,7$

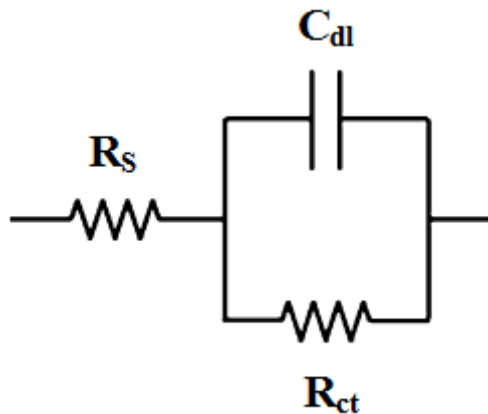




**Figure 38:** Diagrammes d'impédance de l'alliage 4 all<sup>®</sup> dans la salive artificielle en absence et en présence de l'extrait de khat.

**Tableau 22 :** Paramètres de corrosion de l'alliage 4 all<sup>®</sup> obtenus à partir des mesures d'impédance dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat.

Solution	$R_s$ ( $\Omega\text{cm}^2$ )	$R_{ct}$ ( $\text{k}\Omega\text{cm}^2$ )	$C_{dl}$ ( $\mu\text{F}/\text{cm}^2$ )
Salive artificielle	$81 \pm 1$	$93,8 \pm 0,4$	$16,5 \pm 0,4$
Salive artificielle avec 1 g/L de l'extrait de khat	$75 \pm 2$	$49,5 \pm 1,5$	$28,4 \pm 1,2$
Salive artificielle avec 2 g/L de l'extrait de khat	$68 \pm 1$	$31,8 \pm 1,2$	$34,4 \pm 0,6$
Salive artificielle avec 3 g/L de l'extrait de khat	$65 \pm 2$	$20,8 \pm 0,8$	$55,4 \pm 0,8$



**Figure 39:** Circuit électrique équivalent de l'interface, où  $R_s$  est la résistance de la solution,  $R_{ct}$  est la résistance de transfert de charge et  $C_{dl}$  est la capacité de double couche.

Les figures 40, 41 et 42 montrent les diagrammes d'impédance des alliages Neobond II<sup>®</sup>, Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup> dans la salive artificielle en absence et en présence de l'extrait de khat à différentes concentrations.

Les tracés des alliages à base de cobalt-chrome (Neobond II<sup>®</sup>, Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup>) dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat sont similaires à ceux obtenus pour les alliages à base de nickel-chrome.

Les valeurs de la résistance de transfert de charge ( $R_{ct}$ ), la capacité de double couche ( $C_{dl}$ ) et la résistance de la solution ( $R_s$ ) des alliages Neobond II<sup>®</sup>, 501<sup>®</sup> Kera et PD Casta H<sup>®</sup> sont présentées respectivement dans les tableaux 23, 24 et 25.

Les résultats de diagrammes d'impédance, les alliages Co-Cr ont montré une faible résistance de transfert de charge lorsqu'il y a de l'ajout de l'extrait de khat dans la salive artificielle. La résistance de transfert de charge ( $R_{ct}$ ) a diminué avec l'augmentation de la concentration de l'extrait de khat. Par ailleurs, la capacité de double couche ( $C_{dl}$ ) des alliages Co-Cr présente des valeurs élevées dans la salive artificielle contenant différentes concentrations de l'extrait de khat comparé avec la solution de référence.

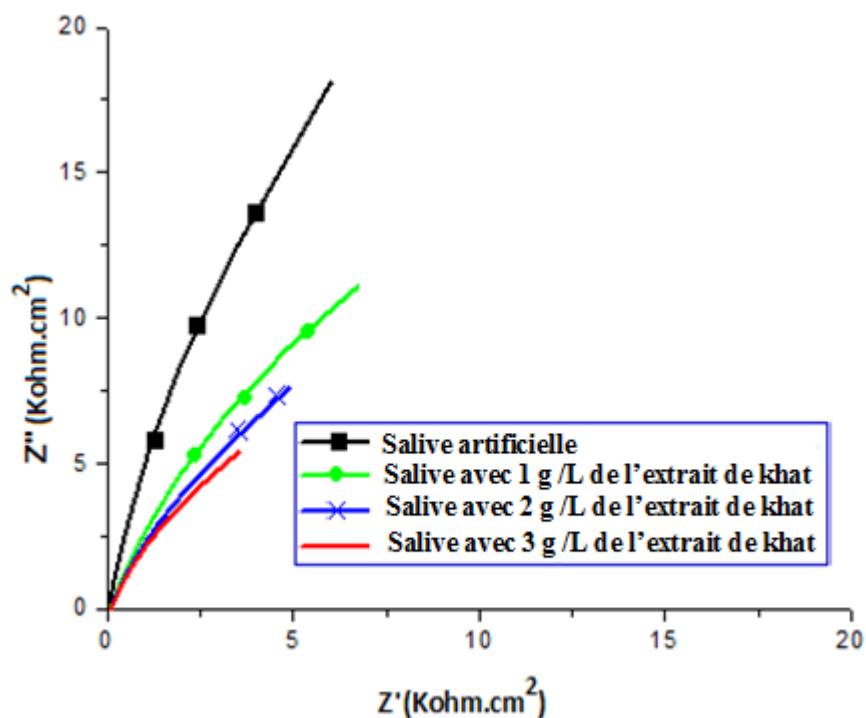
---

Les résistances de transfert de charge pour les alliages à base de cobalt-chrome dans la salive artificielle sont plus élevées que celles enregistrées pour les alliages à base de nickel-chrome. Tandis que, les capacités de double couche des alliages à base de cobalt-chrome (Neobond II<sup>®</sup>, Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup>) sont plus faibles par rapport à celles des alliages à base de nickel-chrome.

Les figures 43 et 44 montrent les histogrammes de la résistance de transfert de charge ( $R_{ct}$ ) et la capacité de double couche ( $C_{dl}$ ) des alliages Ni-Cr et Co-Cr dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat.

A partir des histogrammes de la résistance de transfert de charge et la capacité de double couche, les alliages Ni-Cr et Co-Cr ont présenté les plus faibles résistances de transfert de charge dans la salive artificielle en présence de l'extrait de khat. Par contre, les capacités de double couche des alliages Ni-Cr et Co-Cr sont plus élevées dans la salive artificielle en présence différentes concentrations de l'extrait de khat comparé avec la solution de référence.

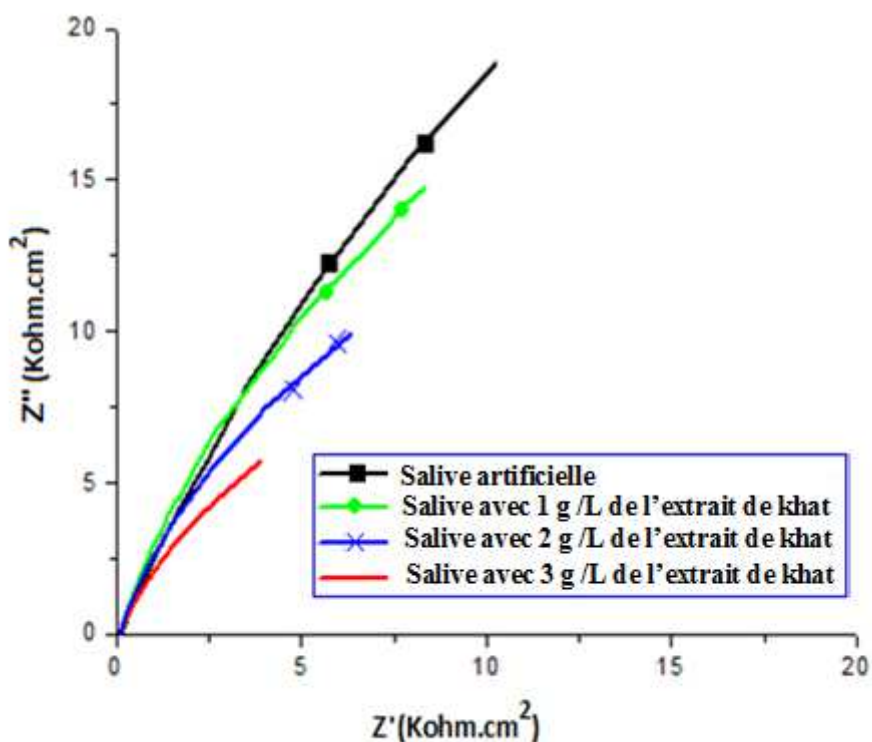
Les résultats d'impédance électrochimique des alliages Ni-Cr et Co-Cr confirment ceux des courbes de polarisation potentiodynamique.



**Figure 40:** Diagrammes d'impédance de l'alliage Neobond II<sup>®</sup> dans la salive artificielle en absence et en présence de l'extrait de khat.

**Tableau 23:** Paramètres de corrosion de l'alliage Neobond II<sup>®</sup> obtenus à partir des mesures d'impédance dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat.

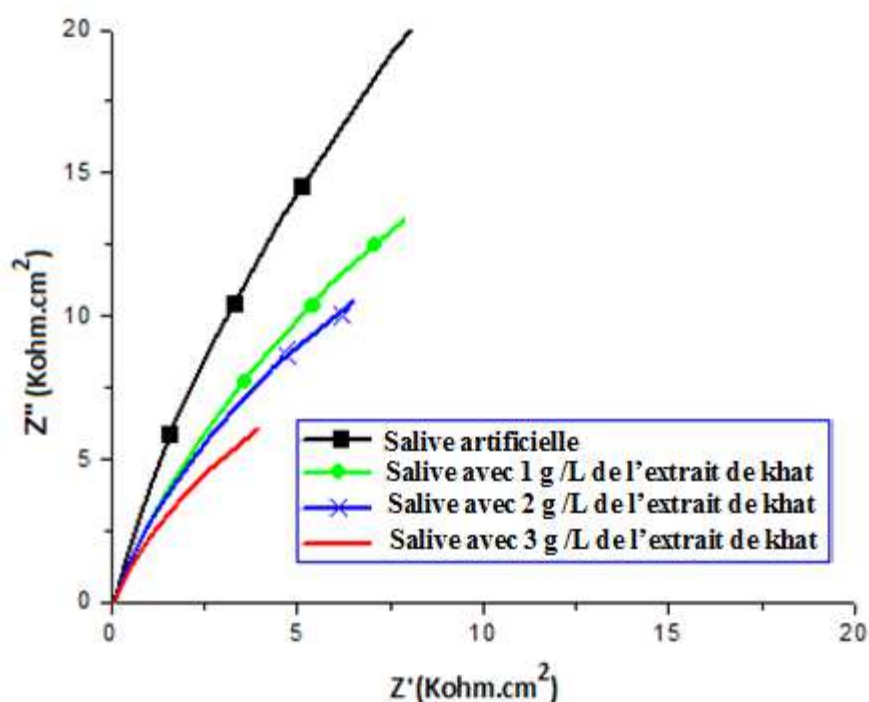
Solution	$R_s(\Omega\text{cm}^2)$	$R_{ct}(\text{k}\Omega\text{cm}^2)$	$C_{dl}(\mu\text{F}/\text{cm}^2)$
Salive artificielle	$79,3 \pm 1,1$	$120,5 \pm 1,3$	$13,2 \pm 0,4$
Salive artificielle avec 1 g/L de l'extrait de khat	$75,4 \pm 1,3$	$48,7 \pm 1,5$	$22,8 \pm 0,5$
Salive artificielle avec 2 g/L de l'extrait de khat	$73,5 \pm 1,2$	$32,7 \pm 1,5$	$33,5 \pm 0,6$
Salive artificielle avec 3 g/L de l'extrait de khat	$75,2 \pm 0,8$	$23,5 \pm 0,9$	$47,8 \pm 0,5$



**Figure 41:** Diagrammes d'impédance de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> dans la salive artificielle en absence et en présence de l'extrait de khat.

**Tableau 24 :** Paramètres de corrosion de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> obtenus à partir des mesures d'impédance dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat.

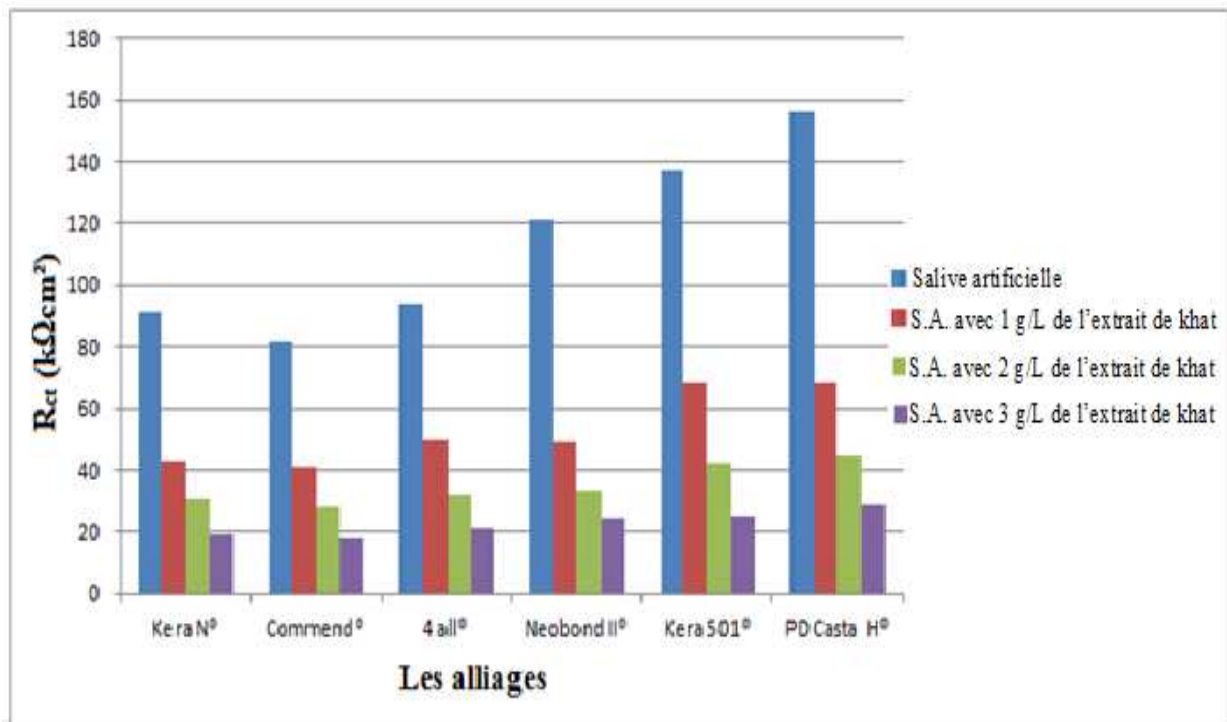
Solution	$R_s$ ( $\Omega\text{cm}^2$ )	$R_{ct}$ ( $\text{k}\Omega\text{cm}^2$ )	$C_{dl}$ ( $\mu\text{F}/\text{cm}^2$ )
Salive artificielle	$76,3 \pm 2,1$	$137,2 \pm 0,9$	$11,7 \pm 0,2$
Salive artificielle avec 1 g /L de l'extrait de khat	$72,4 \pm 1,3$	$68,1 \pm 1,1$	$22,1 \pm 0,8$
Salive artificielle avec 2 g /L de l'extrait de khat	$69,2 \pm 0,9$	$41,6 \pm 1,4$	$31,9 \pm 1,2$
Salive artificielle avec 3 g /L de l'extrait de khat	$67,3 \pm 0,8$	$25,1 \pm 0,8$	$44,4 \pm 1,3$



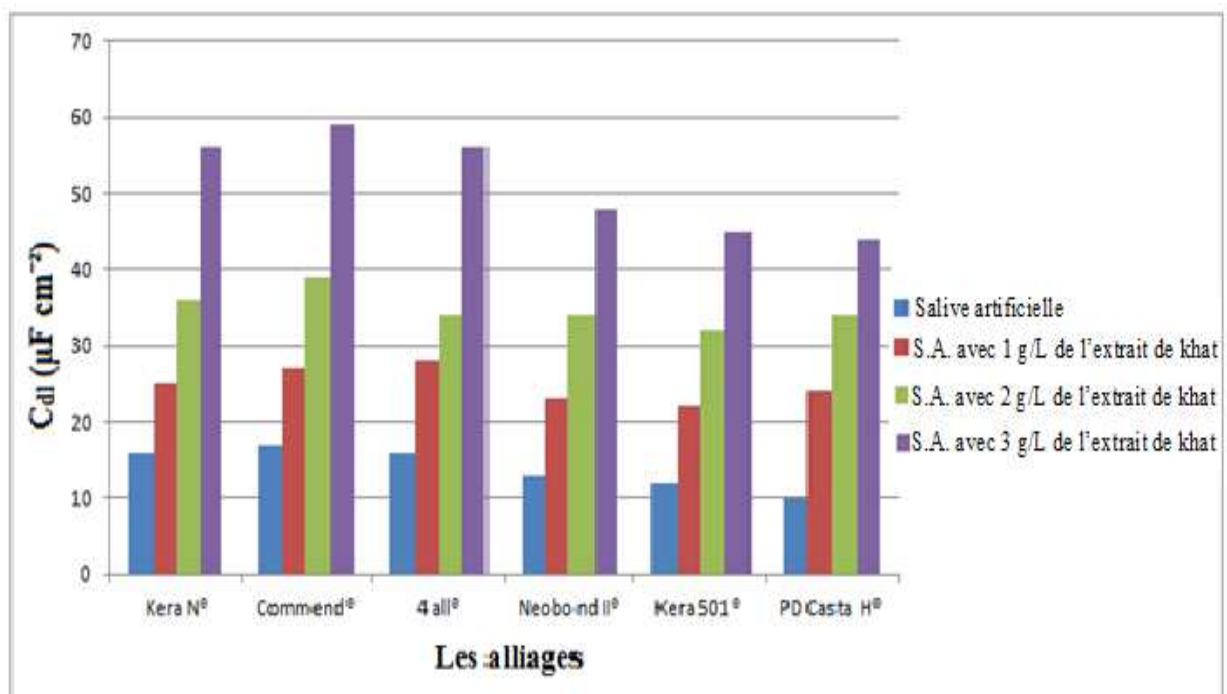
**Figure 42:** Diagrammes d'impédance de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> dans la salive artificielle en absence et en présence de l'extrait de khat.

**Tableau 25:** Paramètres de corrosion de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> obtenus à partir des mesures d'impédance dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat.

Solution	$R_s$ ( $\Omega\text{cm}^2$ )	$R_{ct}$ ( $\text{k}\Omega\text{cm}^2$ )	$C_{dl}$ ( $\mu\text{F}/\text{cm}^2$ )
Salive artificielle	$140,6 \pm 1,4$	$156,9 \pm 1,5$	$9,8 \pm 0,3$
Salive artificielle avec 1 g/L de l'extrait de khat	$78,5 \pm 2,2$	$67,5 \pm 2,7$	$24,4 \pm 1,2$
Salive artificielle avec 2 g/L de l'extrait de khat	$69,5 \pm 0,3$	$44,5 \pm 0,6$	$34,5 \pm 1,2$
Salive artificielle avec 3 g/L de l'extrait de khat	$66,7 \pm 1,6$	$28,2 \pm 1,1$	$43,4 \pm 1,4$



**Figure 43:** Histogramme de la résistance de transfert de charge ( $R_{ct}$ ) des alliages Ni-Cr et Co-Cr dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de Khat.



**Figure 44:** Histogramme de la capacité de double couche ( $C_{dl}$ ) des alliages Ni-Cr et Co-Cr dans la salive artificielle en absence et en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat.

---

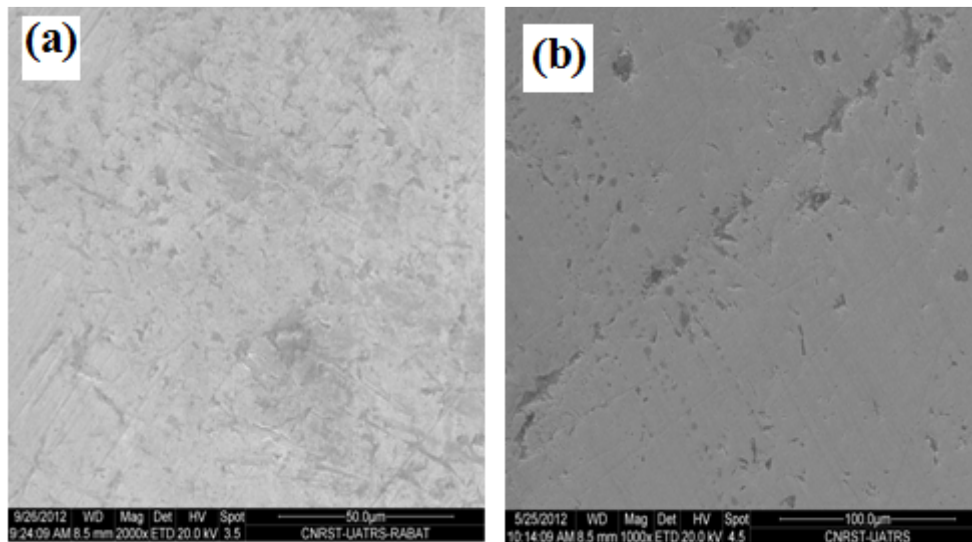
## II.2.3. Analyses de surface

### II.2.3.1. Analyses de surface des alliages Ni-Cr

Les alliages Kera N<sup>®</sup>, Commend<sup>®</sup> et 4 all<sup>®</sup> sont observés au microscope électronique à balayage (MEB) après une immersion dans la salive artificielle en absence et en présence de l'extrait de khat pendant 7 jours afin d'évaluer la corrosion de ces matériaux.

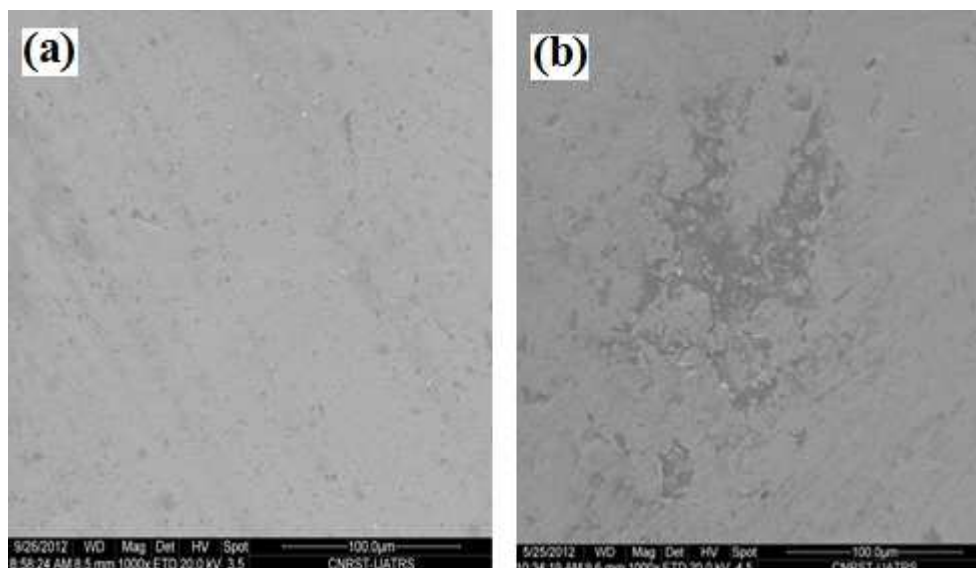
La figure 45 montre les micrographies pour l'alliage Kera N<sup>®</sup> après immersion dans la salive artificielle en absence et en présence de l'extrait de khat. On observe que cet alliage présente une corrosion par piqûres distribuée dans différentes zones de la surface du matériau après immersion dans la salive artificielle en présence de l'extrait de khat, alors qu'après immersion dans la salive artificielle il y a juste un changement général de couleur sur la surface de l'alliage qui peut être du à une très légère corrosion uniform.

La micrographie de Commend<sup>®</sup> après immersion dans la salive artificielle en présence de l'extrait de khat montre une corrosion généralisée sur la surface (Figure 46 b), alors qu'après immersion dans la salive artificielle, la micrographie révèle la présence de certains défauts qui peuvent être liées à la corrosion (figure 46 a).



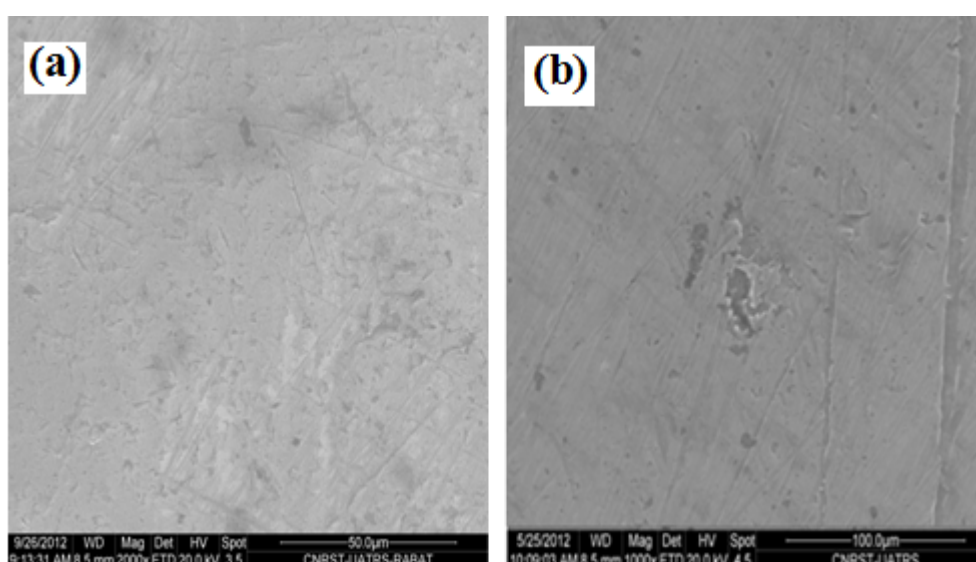
**Figure 45:** Micrographies MEB de l'alliage Kera N<sup>®</sup> dans la salive artificielle en absence (a) et en présence de l'extrait de khat (b).





**Figure 46:** Micrographies MEB de l'alliage Commend<sup>®</sup> dans la salive artificielle en absence (a) et en présence de l'extrait de khat (b).

La figure 47 montre les micrographies de l'alliage 4 all<sup>®</sup> après immersion dans la salive artificielle en absence et en présence de l'extrait de khat. On observe que la micrographie montre une corrosion localisée sur la surface de l'alliage 4 all<sup>®</sup> après une immersion dans la salive artificielle en présence de l'extrait de khat, alors qu'après immersion dans la salive artificielle la corrosion est négligeable sur la surface de l'alliage 4 all<sup>®</sup>.



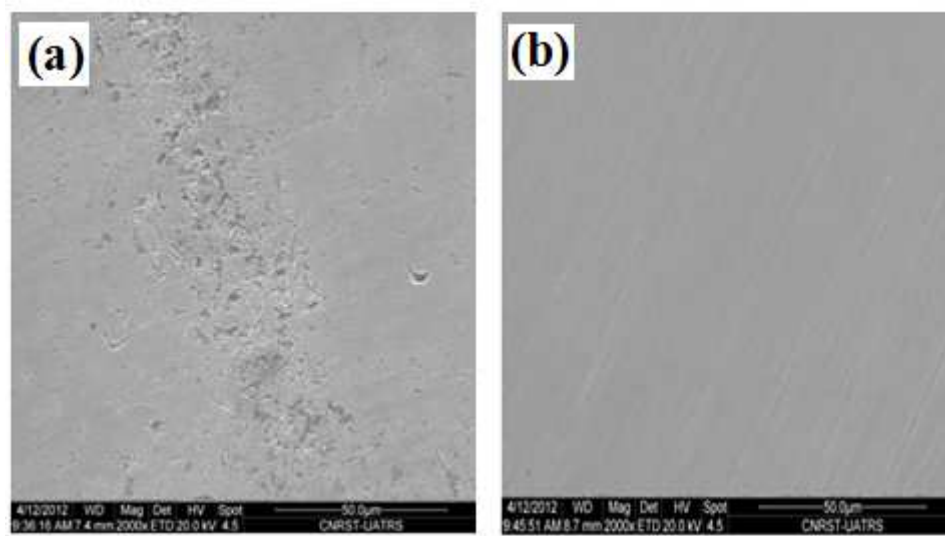
**Figure 47:** Micrographies MEB de l'alliage 4 all<sup>®</sup> dans la salive artificielle en absence (a) et en présence de l'extrait de khat (b).

---

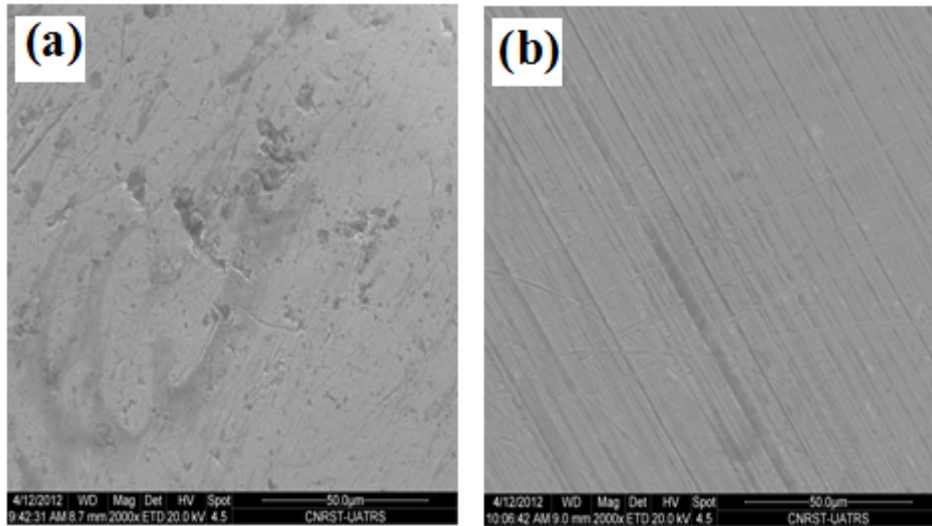
### II.2.3.2. Analyses de surface des alliages Co-Cr

La microscopie électronique à balayage (MEB) est utilisée pour analyser les surfaces des alliages Neobond II<sup>®</sup>, Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup> après immersion pendant 7 jours dans la salive artificielle en présence de l'extrait de khat et comparé à l'analyse de surface des matériaux à l'état initial.

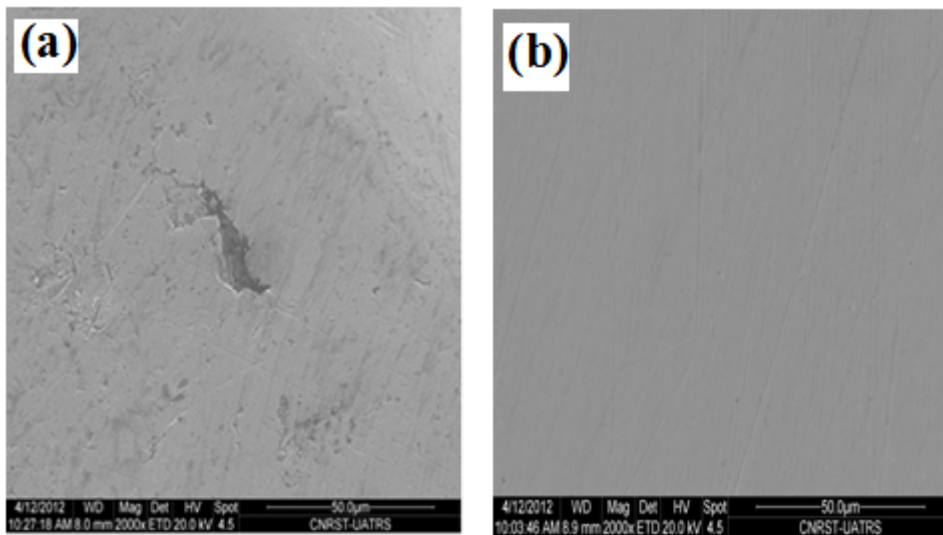
Dans le cas de l'alliage Neobond II<sup>®</sup>, la comparaison des micrographies (figure 48) montre une corrosion uniforme, qui couvre la surface de l'alliage après immersion dans la salive artificielle en présence de l'extrait de khat. Dans le cas de l'alliage Kera 501<sup>®</sup>, la comparaison des micrographies (figure 49) montre une corrosion par piqûres sur la surface d'alliage après immersion dans la salive artificielle en présence de l'extrait de khat. Dans le cas de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup>, la comparaison des micrographies (figure 50) présente une légère corrosion localisée après immersion dans la salive artificielle contenant un extrait de khat.



**Figure 48:** Micrographies MEB de l'alliage Neobond II<sup>®</sup> dans la salive artificielle en présence de l'extrait de khat (a) et à l'état initial (b).



**Figure 49:** Micrographies MEB de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> dans la salive artificielle en présence de l'extrait de khat (a) et à l'état initial (b).



**Figure 50:** Micrographies MEB de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> dans la salive artificielle en présence de l'extrait de khat (a) et à l'état initial (b).

---

### II.3. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons étudié l'influence de l'extrait de khat sur le comportement à la corrosion des alliages dentaires Ni-Cr et Co-Cr utilisés pour prothèses dentaires fixes et amovibles métalliques en milieux salivaires.

A notre connaissance, c'est la première étude concernant les effets de l'extrait de khat sur la résistance à la corrosion des alliages dentaires Ni-Cr et Co-Cr.

Cette étude a été réalisée au moyen des courbes de polarisation potentiodynamique, de la spectroscopie d'impédance électrochimique (SIE) et de l'analyse de surface par microscopie électronique à balayage.

Les résultats des courbes de polarisation montrent que l'ajout des extraits de khat en milieu salivaire induit une augmentation du courant cathodique. La densité de courant de corrosion a augmenté avec l'augmentation des concentrations de l'extrait de khat dans la salive artificielle.

Par ailleurs, les alliages Ni-Cr et Co-Cr ont présenté les plus faibles résistances de polarisation dans la salive artificielle en présence de différentes concentrations de l'extrait de khat comparées à la solution de référence. La résistance de polarisation des alliages Ni-Cr et Co-Cr a diminué avec l'augmentation de l'extrait de khat.

A partir des résultats de diagrammes d'impédance des alliages Ni-Cr et Co-Cr, on note une faible résistance de transfert de charge lorsqu'il y a ajout de l'extrait de khat dans la salive artificielle. La résistance de transfert de charge ( $R_{ct}$ ) a diminué avec l'augmentation de la concentration d'extrait de khat.

Par contre, la capacité de double couche ( $C_{dl}$ ) des alliages Ni-Cr et Co-Cr est élevée dans la salive artificielle contenant différentes concentrations de l'extrait de khat comparée avec la solution de référence. La capacité de double couche a augmenté également avec l'augmentation des concentrations de l'extrait de khat.

Les alliages Ni-Cr et Co-Cr sont observés au MEB après une immersion dans la salive artificielle en présence de l'extrait de khat et comparés à la solution de référence et des matériaux à l'état initial.

---

Les micrographies MEB des alliages Ni-Cr et Co-Cr montrent une corrosion sur la surface après immersion dans la salive artificielle contenant de l'extrait de khat.

Donc, à partir de ces résultats, la présence d'extrait de khat dans la salive artificielle accélère la corrosion des alliages Ni-Cr et Co-Cr.

Dans la salive artificielle, les alliages Co-Cr présentent la meilleure résistance à la corrosion par rapport aux alliages Ni-Cr.

---

## CHAPITRE III

### INFLUENCE DES BAINS DE BOUCHE SUR LA RESISTANCE A LA CORROSION DES ALLIAGES DENTAIRE Ni-Cr ET Co-Cr

#### III.1. Introduction

Les biomatériaux métalliques sont largement utilisés dans des applications dentaires en raison de leurs excellentes propriétés mécaniques et la bonne aptitude au traitement.

Les alliages les plus utilisés en odontologie sont à base de cobalt-chrome et nickel-chrome, qui sont connus par une meilleure résistance à la corrosion [253-257]. En raison de leurs excellentes propriétés mécaniques, les alliages Ni-Cr et Co-Cr sont principalement utilisés pour la fabrication de couronnes, bridges et prothèses partielles amovibles [242]. Dans la restauration dentaire, la propriété la plus décisive d'un alliage en biocompatibilité est la résistance à la corrosion [244].

Les ions métalliques sont libérés pendant le processus de corrosion et peuvent entrer en contact avec les cellules et les tissus dans l'environnement proche, ou être distribués à travers tout le corps. Si ces ions ne sont pas biocompatibles, l'organisme peut être lésé [258,259].

Au cours du traitement par prothèses dentaires fixées et amovibles métalliques, les praticiens recommandent à leurs patients l'utilisation de bains de bouche pour l'hygiène buccale. Le but de ce chapitre est d'étudier l'influence de quatre types de bains de bouche sur la résistance à la corrosion des alliages dentaires Ni-Cr et Co-Cr.

---

## III.2. Résultats

### III.2.1. Courbes de polarisation et d'analyse de surface des alliages Ni-Cr

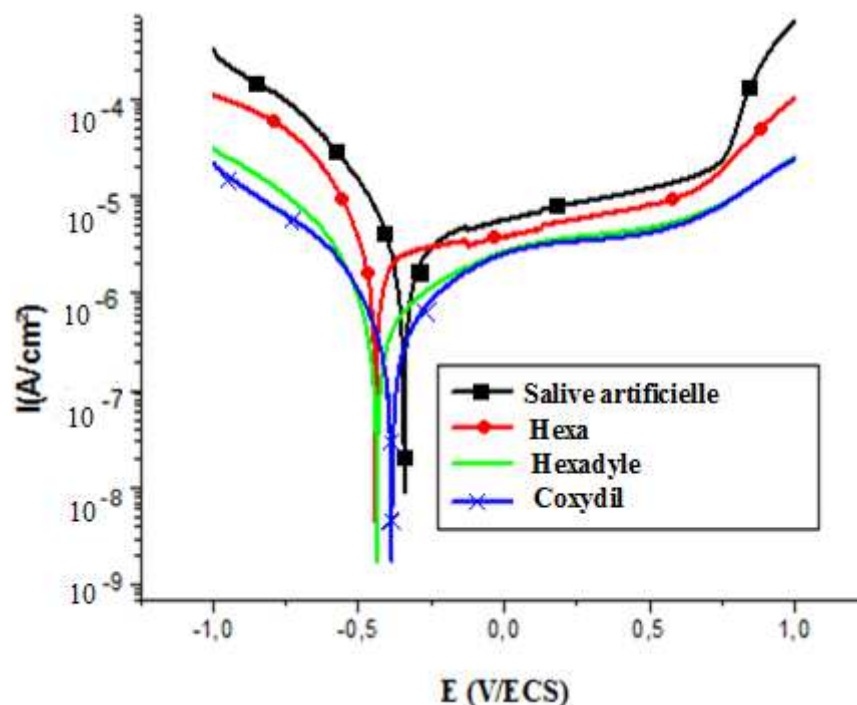
#### III.2.1.1. Courbes de polarisation

La figure 51 montre les courbes de polarisation cathodique et anodique de l'alliage Kera NC<sup>®</sup> dans différents milieux.

L'analyse de ces courbes montre que, dans les bains de bouche Coxydil<sup>®</sup> et Hexadyle<sup>®</sup> les densités des courants partiels anodique et cathodique ont diminué et les valeurs du potentiel de corrosion sont très légèrement déplacées vers des valeurs plus cathodiques.

Le tableau 26 regroupe les valeurs des paramètres électrochimiques de l'alliage Kera NC<sup>®</sup> obtenues à partir des courbes de polarisation, à savoir la densité de courant de corrosion ( $i_{\text{corr}}$ ), le potentiel de corrosion ( $E_{\text{corr}}$ ) et la résistance de polarisation ( $R_p$ ). On remarque que l'alliage Kera NC<sup>®</sup> présente la meilleure résistance à la corrosion dans les bains de bouche Coxydil<sup>®</sup> et Hexadyle<sup>®</sup>.

Dans la salive artificielle, la densité de courant de corrosion de l'alliage Kera NC<sup>®</sup> est élevée et la valeur de résistance de polarisation est faible.



**Figure 51:** Courbes de polarisation de l'alliage Kera NC<sup>®</sup> dans différents milieux.

**Tableau 26 :** Paramètres de corrosion de l'alliage Kera NC<sup>®</sup> obtenus à partir des courbes de polarisation potentiodynamique dans différents milieux.

Solution	$E_{\text{corr}}$ (mV/ECS)	$I_{\text{corr}}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )	$R_p$ ( $\text{k}\Omega\text{cm}^2$ )
Salive artificielle	$- 331 \pm 15$	$6,2 \pm 0,2$	$8,2 \pm 0,3$
Hexa <sup>®</sup>	$- 453 \pm 13$	$4,8 \pm 0,2$	$14,80 \pm 0,06$
Hexadyle <sup>®</sup>	$- 395 \pm 16$	$1,60 \pm 0,03$	$38,3 \pm 1,3$
Coxydil <sup>®</sup>	$- 389 \pm 5$	$1,30 \pm 0,02$	$58,4 \pm 0,2$

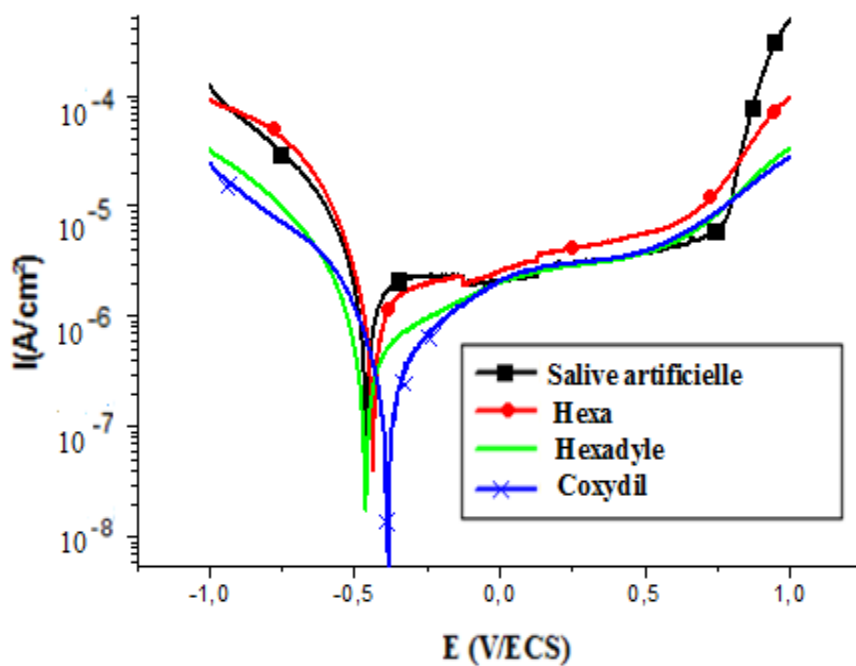
Les courbes de polarisation cathodique et anodique de l'alliage Realloy N<sup>®</sup> dans différents milieux sont présentées sur la figure 52.

Une première analyse de ces courbes montre que, les bains de bouche Coxydil<sup>®</sup> et Hexadyle<sup>®</sup> induisent une diminution importante des courants partiels anodique et cathodique. Les courbes dans la partie cathodique se présentent sous formes de droites de Tafel, indiquant la réduction des protons à la surface de l'alliage.

Le tableau 27 présente les valeurs des paramètres électrochimiques déterminées à partir des courbes de polarisation de l'alliage Realloy N<sup>®</sup>.

Donc, Realloy N<sup>®</sup> présente la meilleure résistance à la corrosion dans les bains de bouche Coxydil<sup>®</sup> et Hexadyle<sup>®</sup> par rapport à la salive artificielle.





**Figure 52:** Courbes de polarisation de l'alliage Realloy N<sup>®</sup> dans différents milieux.

**Tableau 27 :** Paramètres de corrosion de l'alliage Realloy N<sup>®</sup> obtenus à partir des courbes de polarisation potentiodynamique dans différents milieux.

Solution	$E_{\text{corr}}$ (mV/ ECS)	$I_{\text{corr}}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )	$R_p$ ( $\text{k}\Omega\text{cm}^2$ )
Salive artificielle	$-479 \pm 15$	$5,8 \pm 0,2$	$9,3 \pm 0,4$
Hexa <sup>®</sup>	$-415 \pm 20$	$4,4 \pm 0,1$	$13,7 \pm 0,3$
Hexadyle <sup>®</sup>	$-465 \pm 14$	$2,7 \pm 0,1$	$36,6 \pm 1,5$
Coxydil <sup>®</sup>	$-405 \pm 6$	$1,10 \pm 0,05$	$49,2 \pm 2,2$

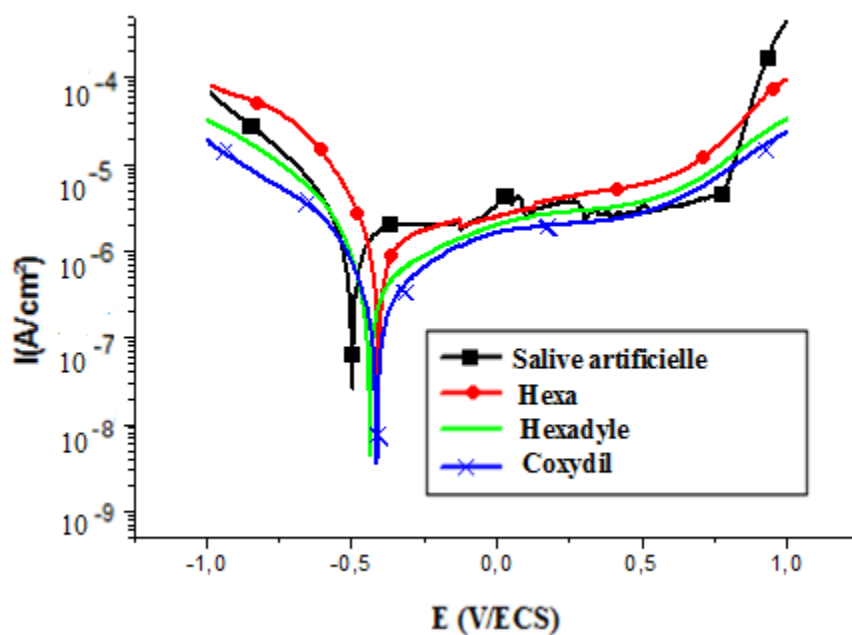
---

Les courbes de polarisation potentiodynamique de l'alliage 4 all<sup>®</sup> dans différents milieux sont représentées sur la figure 53.

A partir des courbes de polarisation potentiodynamique d'alliage 4 all<sup>®</sup>, on remarque que dans les bains de bouche Coxydil<sup>®</sup> et Hexadyle<sup>®</sup>, les densités des courants partiels anodique et cathodique des alliages ont diminué.

Les valeurs du potentiel de corrosion ( $E_{\text{corr}}$ ), la densité du courant de corrosion ( $i_{\text{corr}}$ ) et la résistance de polarisation ( $R_p$ ) relatives à l'alliage 4 all<sup>®</sup> sont regroupées sur le tableau 28. Les valeurs obtenues pour l'alliage 4 all<sup>®</sup> sont différentes des résultats des alliages Kera NC<sup>®</sup> et Realloy N<sup>®</sup> dans la salive artificielle. Ces résultats indiquent que, la résistance de polarisation d'alliage 4 all<sup>®</sup> dans la salive artificielle est élevée par rapport aux alliages Kera NC<sup>®</sup> et Realloy N<sup>®</sup>.

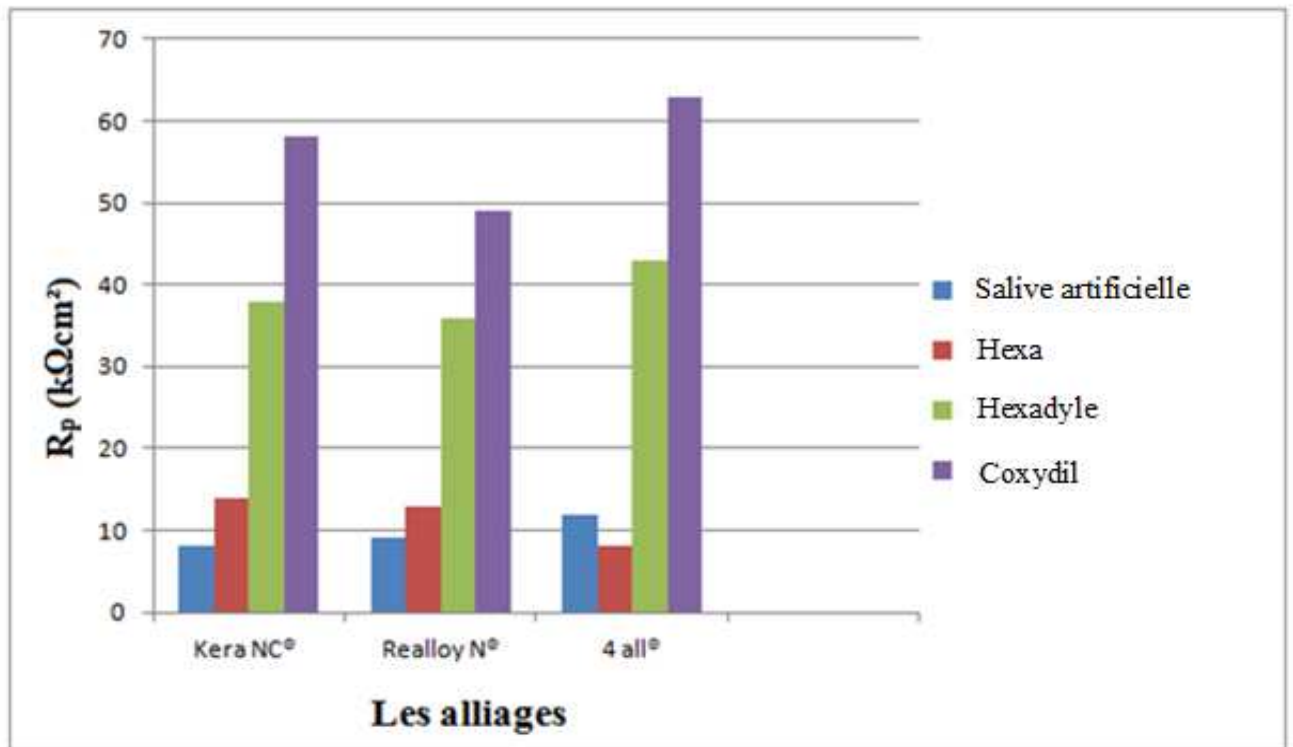
Les figures 54 et 55 représentent les histogrammes de la résistance de polarisation ( $R_p$ ) et de la densité du courant de corrosion ( $I_{\text{corr}}$ ) des alliages Ni-Cr dans différents milieux. On remarque que, dans les bains de bouche Coxydil<sup>®</sup> et Hexadyle<sup>®</sup>, les valeurs des résistances de polarisation sont très élevées, tandis que les valeurs des densités des courants de corrosion sont faibles.



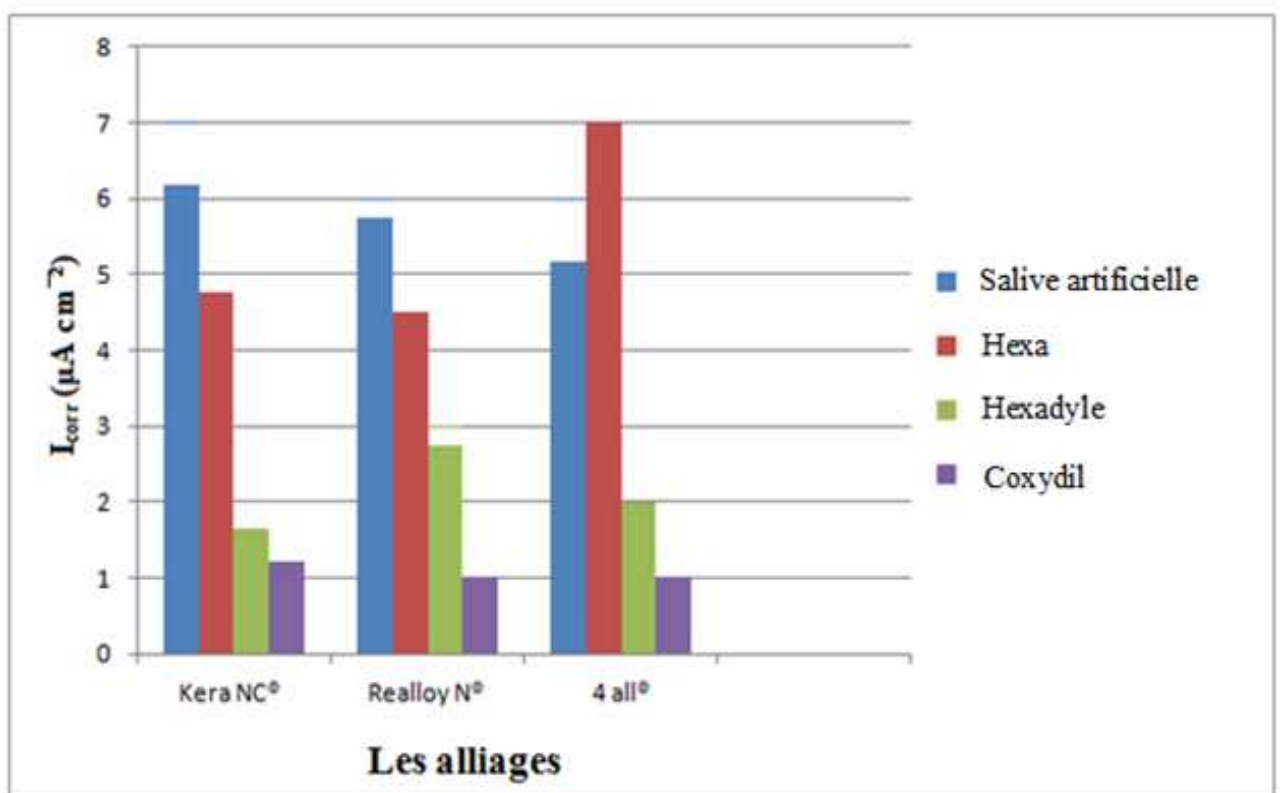
**Figure 53:** Courbes de polarisation de l'alliage 4 all<sup>®</sup> dans différents milieux.

**Tableau 28 :** Paramètres de corrosion de l'alliage 4 all<sup>®</sup> obtenus à partir des courbes de polarisation potentiodynamique dans différents milieux.

Solution	$E_{\text{corr}}$ (mV/ECS)	$I_{\text{corr}}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )	$R_p$ ( $\text{k}\Omega\text{cm}^2$ )
Salive artificielle	$-491 \pm 11$	$5,3 \pm 0,2$	$12,2 \pm 0,3$
Hexa <sup>®</sup>	$-452 \pm 7$	$7,10 \pm 0,08$	$8,7 \pm 0,2$
Hexadyle <sup>®</sup>	$-476 \pm 6$	$1,80 \pm 0,06$	$43,4 \pm 0,8$
Coxydil <sup>®</sup>	$-446 \pm 18$	$1,06 \pm 0,04$	$63,2 \pm 1,3$



**Figure 54:** Histogramme de la résistance de polarisation ( $R_p$ ) des alliages Ni-Cr dans différents milieux.

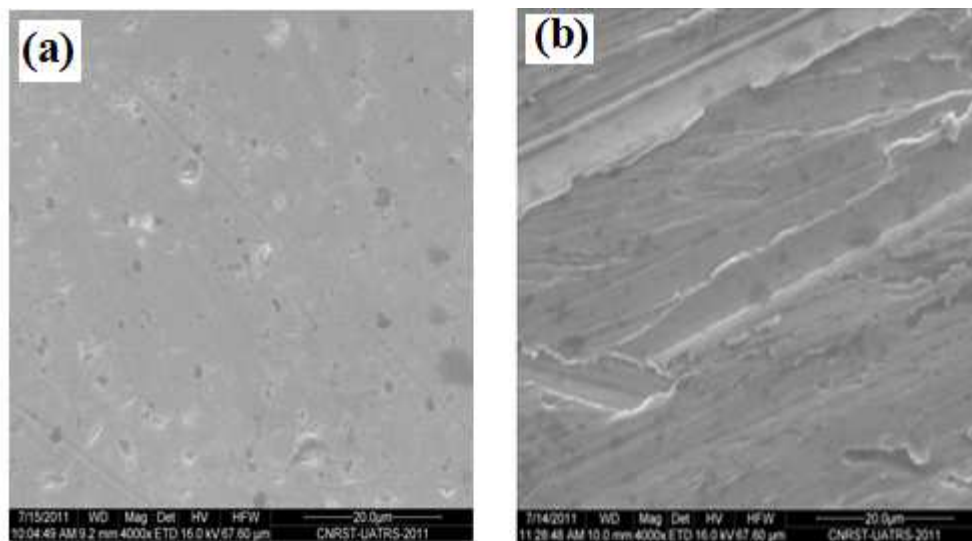


**Figure 55:** Histogramme de la densité de courant de corrosion ( $I_{corr}$ ) des alliages Ni-Cr dans différents milieux.

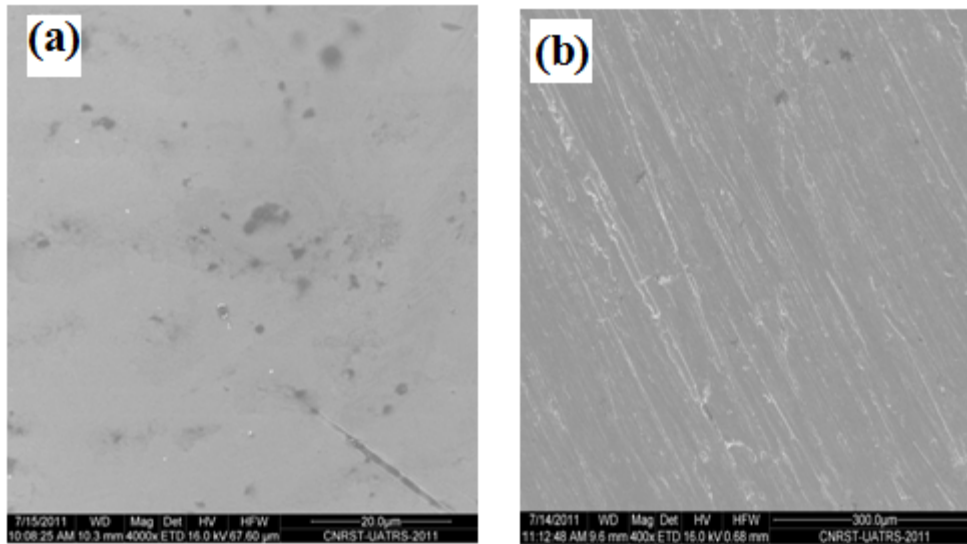
---

### III.2.1.2. Analyses de surface

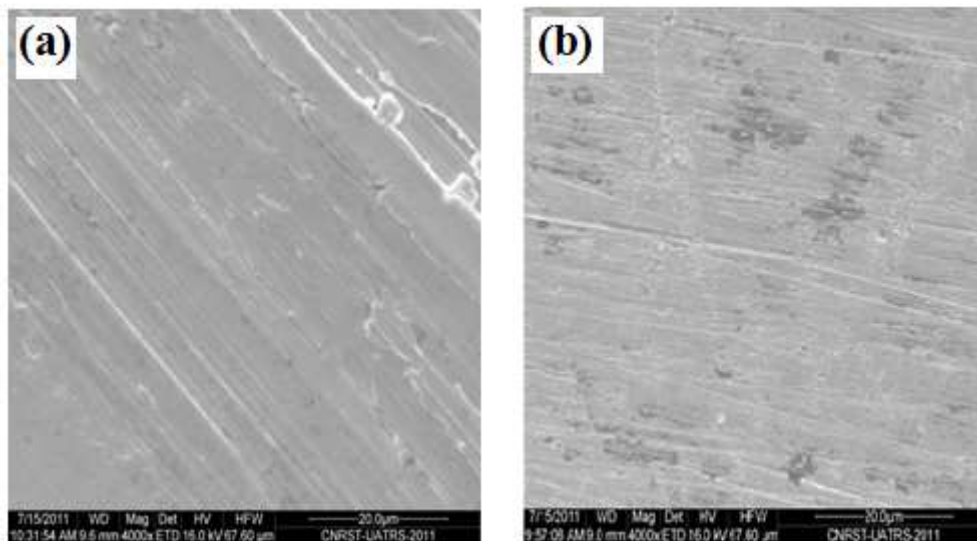
La microscopie électronique à balayage (MEB) est utilisée pour analyser les surfaces des alliages Kera NC<sup>®</sup>, Realloy N<sup>®</sup> et 4 all<sup>®</sup> après immersion pendant 10 jours dans la salive artificielle et le bain de bouche Hexa<sup>®</sup>. Dans la salive artificielle, les micrographies montrent la présence de certains défauts qui peuvent être liés à la corrosion sur la surface des alliages Kera NC<sup>®</sup> et Realloy N<sup>®</sup> (Figures 56 et 57 respectivement), alors que pour l'alliage 4 all<sup>®</sup> (Figure 58 a), il y a un changement de couleur de la surface de l'alliage. Dans le bain de bouche Hexa<sup>®</sup>, les micrographies montrent une faible corrosion sur la surface de l'alliage 4 all<sup>®</sup> (Figure 58 b) alors que pour Kera NC<sup>®</sup> et Realloy N<sup>®</sup> (Figures 56 et 57 respectivement) il y a un changement général de couleur de la surface des alliages.



**Figure 56:** Micrographies MEB de l'alliage Kera NC<sup>®</sup> dans la salive artificielle (a) et le bain de bouche Hexa<sup>®</sup> (b).



**Figure 57:** Micrographies MEB de l'alliage Realloy N<sup>®</sup> dans la salive artificielle (a) et le bain de bouche Hexa<sup>®</sup> (b).



**Figure 58:** Micrographies MEB de l'alliage 4 all<sup>®</sup> dans la salive artificielle (a) et le bain de bouche Hexa<sup>®</sup> (b).

## III.2.2. Mesures électrochimiques et l'analyse de surface des alliages Co-Cr

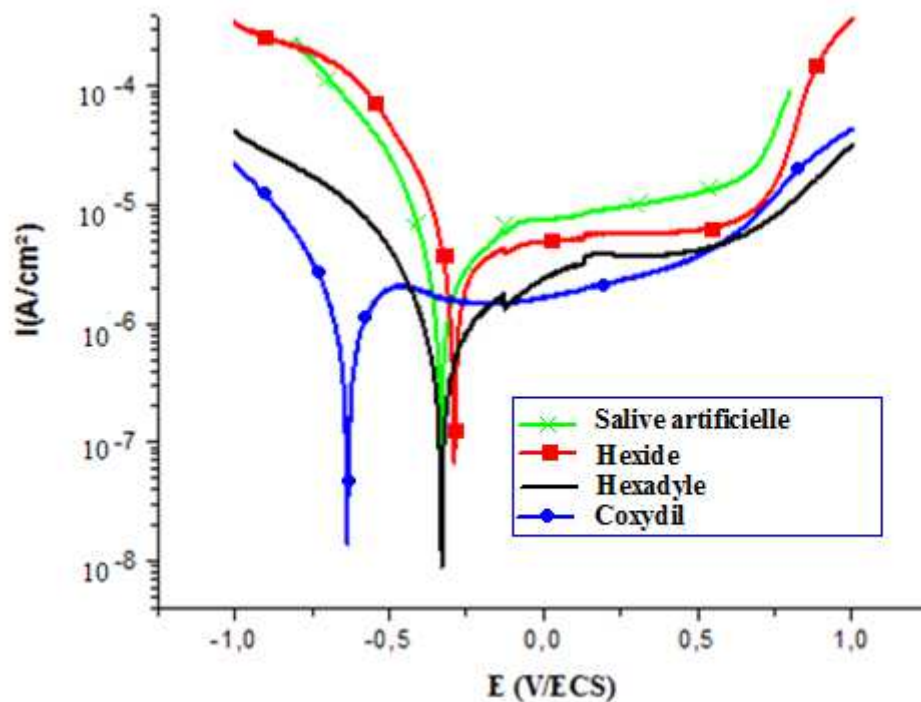
### III.2.2.1. Courbes de polarisation

La figure 59 présente les courbes de polarisation cathodique et anodique de l'alliage Neobond II<sup>®</sup> dans différents milieux.

L'analyse des courbes de polarisation de l'alliage Neobond II<sup>®</sup> montre que les valeurs de potentiel de corrosion ont augmenté de - 614 mV/ECS à (bain de bouche Coxydil<sup>®</sup>) à -291 mV/ECS à (bain de bouche Hexide<sup>®</sup>).

Les valeurs du potentiel de corrosion, la densité de courant de corrosion et la résistance de polarisation, obtenues à partir des courbes de polarisation dans différents milieux, sont également reportées dans le tableau 29.

On remarque que, dans les bains de bouche Coxydil<sup>®</sup> et Hexadyle<sup>®</sup>, les densités de courant de corrosion sont faibles et les valeurs des résistances de polarisation sont très élevées par rapport à la solution de référence. Dans le bain de bouche Hexide<sup>®</sup>, la densité de courant à la corrosion est très élevée et la valeur de résistance de polarisation est très faible par rapport à la solution de référence.



**Figure 59:** Courbes de polarisation de l'alliage Neobond II<sup>®</sup> dans différents milieux.

**Tableau 29:** Paramètres de corrosion de l'alliage Neobond II<sup>®</sup> obtenus à partir des courbes de polarisation potentiodynamique dans différents milieux.

Solution	$E_{\text{corr}}$ (mV/ECS)	$I_{\text{corr}}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )	$R_p$ ( $\text{k}\Omega\text{cm}^2$ )
Salive artificielle	$-344 \pm 6$	$3,9 \pm 0,1$	$12,5 \pm 0,3$
Hexide <sup>®</sup>	$-291 \pm 1$	$4,70 \pm 0,03$	$5,30 \pm 0,04$
Hexadyle <sup>®</sup>	$-340 \pm 6$	$1,20 \pm 0,05$	$37,2 \pm 0,9$
Coxydil <sup>®</sup>	$-614 \pm 8$	$1,05 \pm 0,03$	$52,2 \pm 2,4$

Les courbes de polarisation cathodique et anodique de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> dans différents milieux sont illustrées sur la figure 60.

L'analyse de ces courbes montre que les bains de bouche Coxydil<sup>®</sup> et Hexadyle<sup>®</sup> induisent une diminution importante des courants partiels anodique et cathodique. Dans le bain de bouche Hexide<sup>®</sup>, les densités des courants partiels anodique et cathodique ont augmenté.

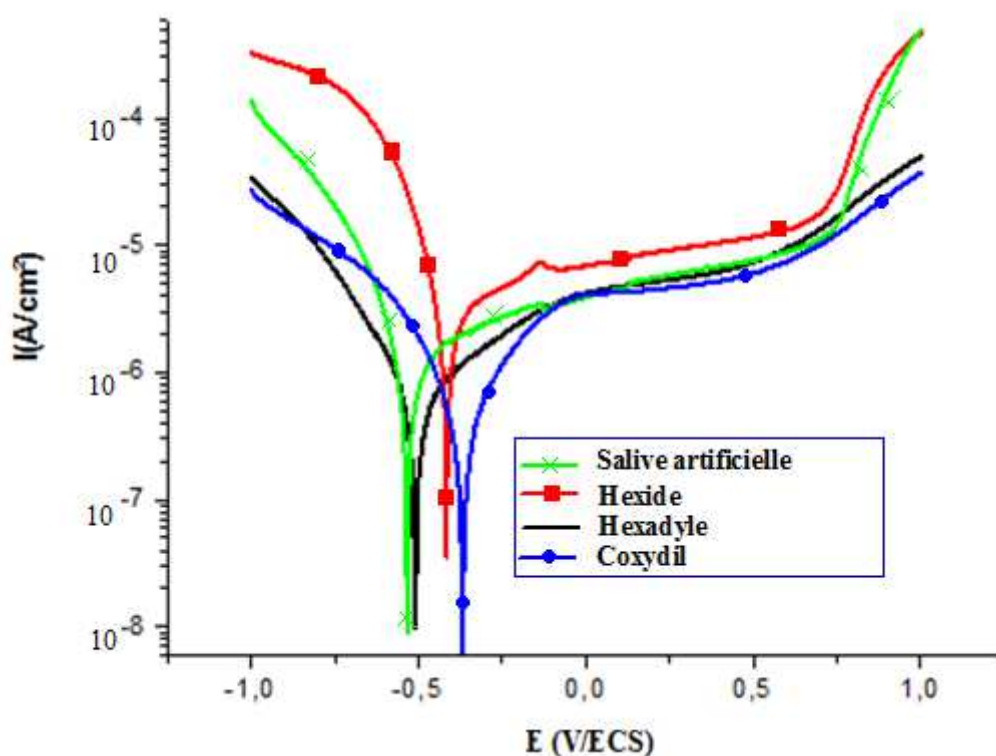
Le tableau 30 regroupe les valeurs des paramètres électrochimiques de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> obtenues à partir des courbes de polarisation, à savoir la densité du courant de corrosion, le potentiel de corrosion et la résistance de polarisation. On observe que d'alliage Kera 501<sup>®</sup> présente la meilleure résistance à la corrosion dans les bains de bouche Coxydil<sup>®</sup> et Hexadyle<sup>®</sup>. Dans le bain de bouche Hexide<sup>®</sup>, l'alliage Kera 501<sup>®</sup> montre la plus faible résistance à la corrosion. Dans la salive artificielle, la valeur de la résistance de polarisation d'alliage Kera 501<sup>®</sup> est élevée ( $13,9 \text{ k}\Omega\text{cm}^2$ ) par rapport à l'alliage Neobond II<sup>®</sup>.

La figure 61 montre les courbes de polarisation potentiodynamique de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> dans différents milieux.

Une première analyse de ces courbes montre que le bain de bouche Hexide<sup>®</sup> induit une augmentation des courants partiels anodique et cathodique.



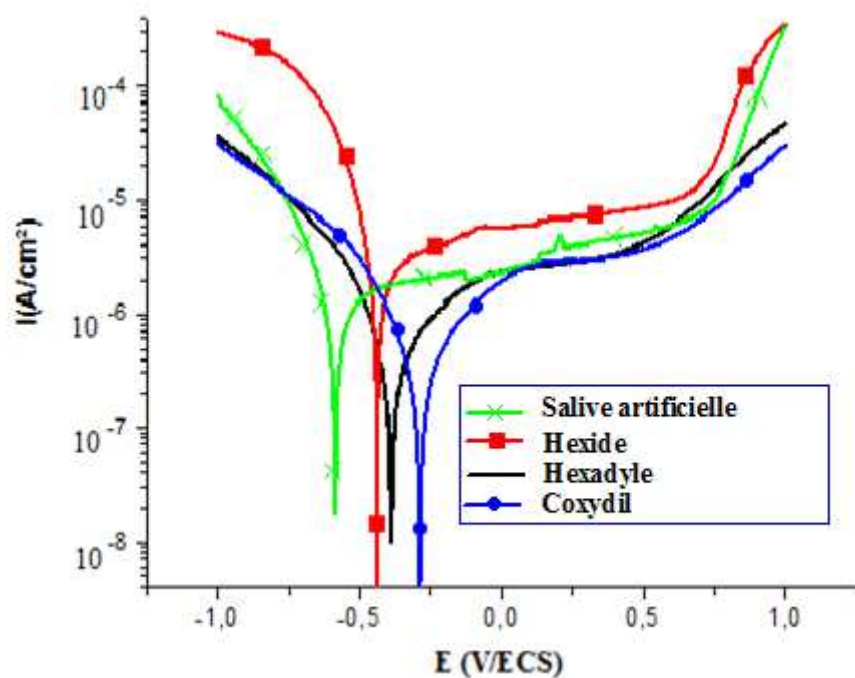
Les valeurs du potentiel de corrosion ( $E_{\text{corr}}$ ), la densité de courant de corrosion ( $I_{\text{corr}}$ ) et la résistance de polarisation ( $R_p$ ) de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> sont rapportées dans le tableau 31. Ces valeurs indiquent que, dans les bains de bouche Coxydil<sup>®</sup> et Hexadyle<sup>®</sup>, les densités de courant de corrosion sont très faibles et les valeurs des résistances de polarisation sont très élevées.



**Figure 60:** Courbes de polarisation de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> dans différents milieux.

**Tableau 30:** Paramètres de corrosion de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> obtenus à partir des courbes de polarisation potentiodynamique dans différents milieux.

Solution	$E_{\text{corr}}$ (mV/ECS)	$I_{\text{corr}}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )	$R_p$ ( $\text{k}\Omega\text{cm}^2$ )
Salive artificielle	$- 531 \pm 5$	$1,60 \pm 0,06$	$13,9 \pm 0,7$
Hexide <sup>®</sup>	$- 408 \pm 10$	$4,6 \pm 0,2$	$5,7 \pm 0,3$
Hexadyle <sup>®</sup>	$- 514 \pm 7$	$1,20 \pm 0,02$	$46,5 \pm 1,3$
Coxydil <sup>®</sup>	$- 380 \pm 9$	$0,98 \pm 0,04$	$60,5 \pm 2,2$



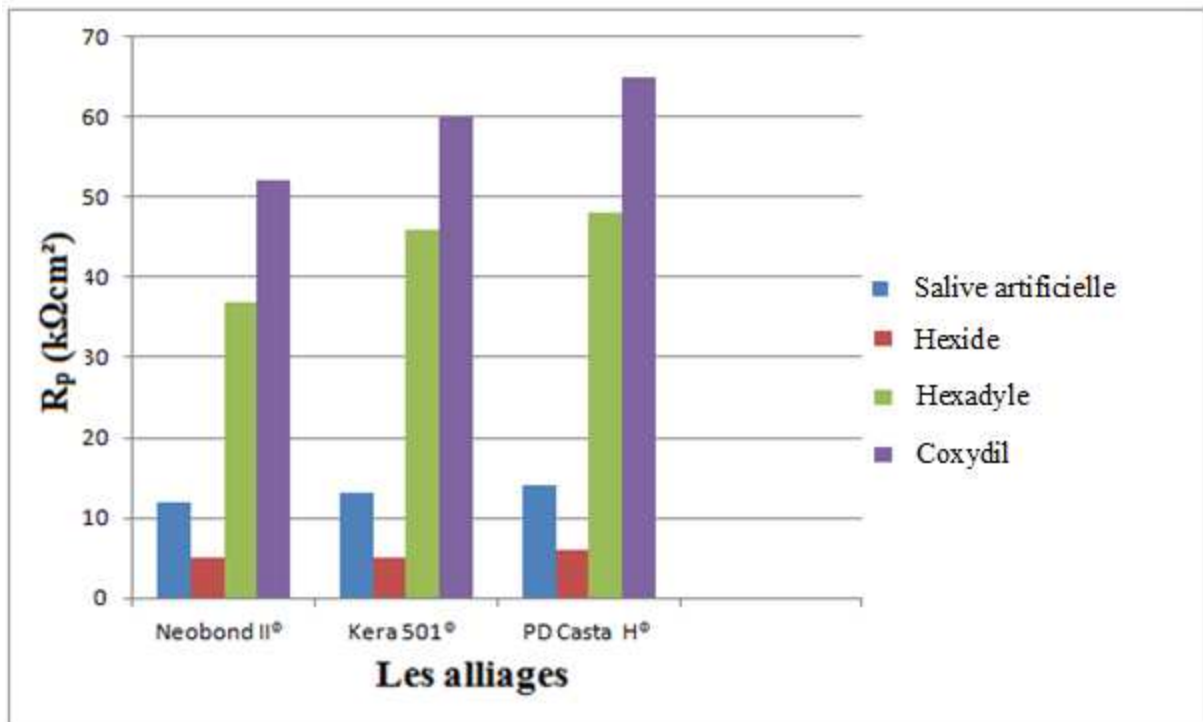
**Figure 61:** Courbes de polarisation de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> dans différents milieux.

**Tableau 31:** Paramètres de corrosion de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> obtenus à partir des courbes de polarisation potentiodynamique dans différents milieux.

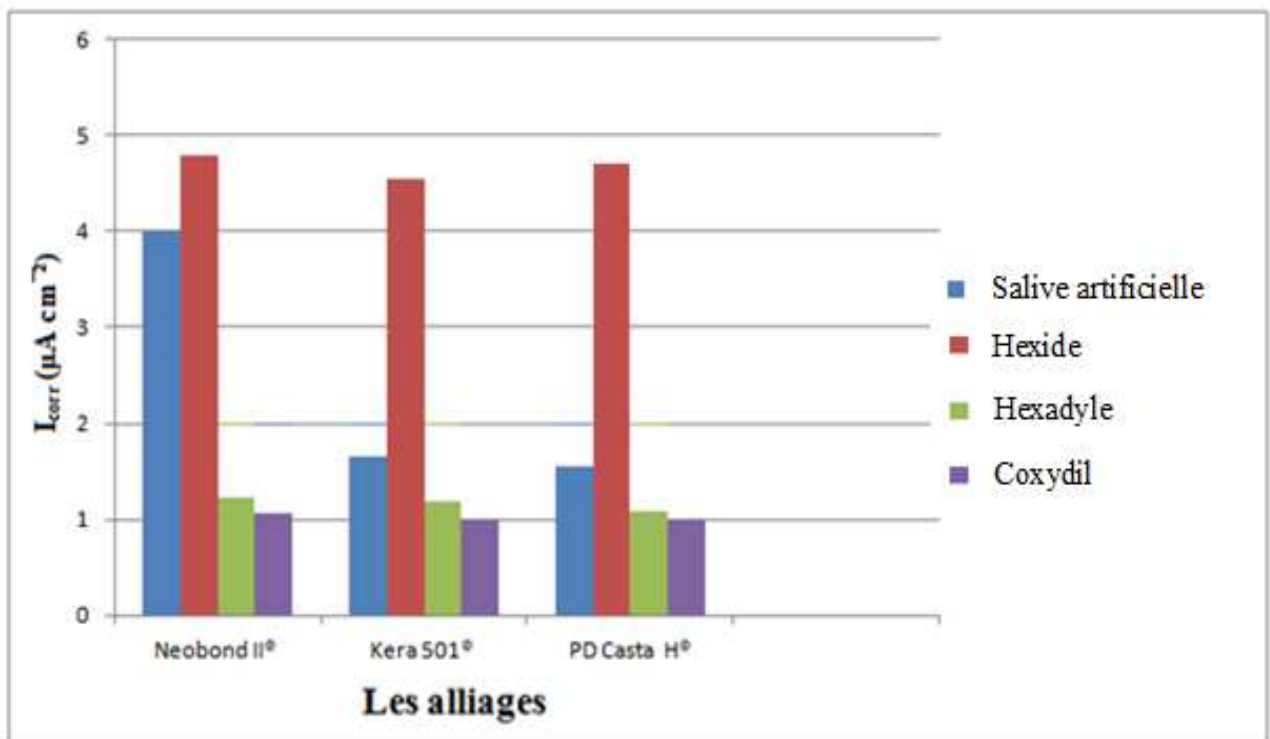
Solution	$E_{\text{corr}}$ (mV/ECS)	$I_{\text{corr}}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )	$R_p$ ( $\text{k}\Omega\text{cm}^2$ )
Salive artificielle	$- 556 \pm 23$	$1,60 \pm 0,06$	$14,5 \pm 0,7$
Hexide <sup>®</sup>	$- 428 \pm 12$	$4,7 \pm 0,1$	$6,7 \pm 0,2$
Hexadyle <sup>®</sup>	$- 386 \pm 6$	$1,16 \pm 0,03$	$48,7 \pm 1,2$
Coxydil <sup>®</sup>	$- 306 \pm 14$	$0,96 \pm 0,02$	$65,5 \pm 0,2$

Les figures 62 et 63 représentent les histogrammes de la résistance de polarisation ( $R_p$ ) et de la densité du courant de corrosion ( $I_{\text{corr}}$ ) des alliages Co-Cr dans différents milieux. On remarque que, dans les bains de bouche Coxydil<sup>®</sup> et Hexadyle<sup>®</sup>, les valeurs de la résistance de polarisation ( $R_p$ ) des alliages Co-Cr sont très élevées tandis que les valeurs de la densité de courant de corrosion sont très faibles par rapport à la solution de référence.

Par contre, dans le bain de bouche Hexide<sup>®</sup>, les valeurs de la densité de courant de corrosion des alliages Co-Cr sont élevées et les valeurs de la résistance de polarisation sont faibles par rapport à la solution de référence.



**Figure 62:** Histogramme de la résistance de polarisation ( $R_p$ ) des alliages Co-Cr dans différents milieux.



**Figure 63:** Histogramme de la densité de courant de corrosion ( $I_{corr}$ ) des alliages Co-Cr dans différents milieux.

---

### III.2.2.2. Spectroscopie d'impédance électrochimique

Le comportement à la corrosion des alliages Neobond II<sup>®</sup>, Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup> dans les bains de bouche Hexide<sup>®</sup>, Hexadyle<sup>®</sup> et Coxydil<sup>®</sup> par rapport à une solution de référence est évalué par la technique d'impédance électrochimique.

Les figures 64, 65 et 66 présentent les diagrammes d'impédance des alliages Neobond II<sup>®</sup>, Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup>, obtenus au potentiel d'abandon dans différents milieux.

Les tracés des trois alliages sont en demi-cercles incomplets, présentant des distorsions dues à l'irrégularité de la couche d'oxyde de protection. La taille du spectre d'impédance électrochimique diminue dans le bain de bouche Hexide<sup>®</sup>.

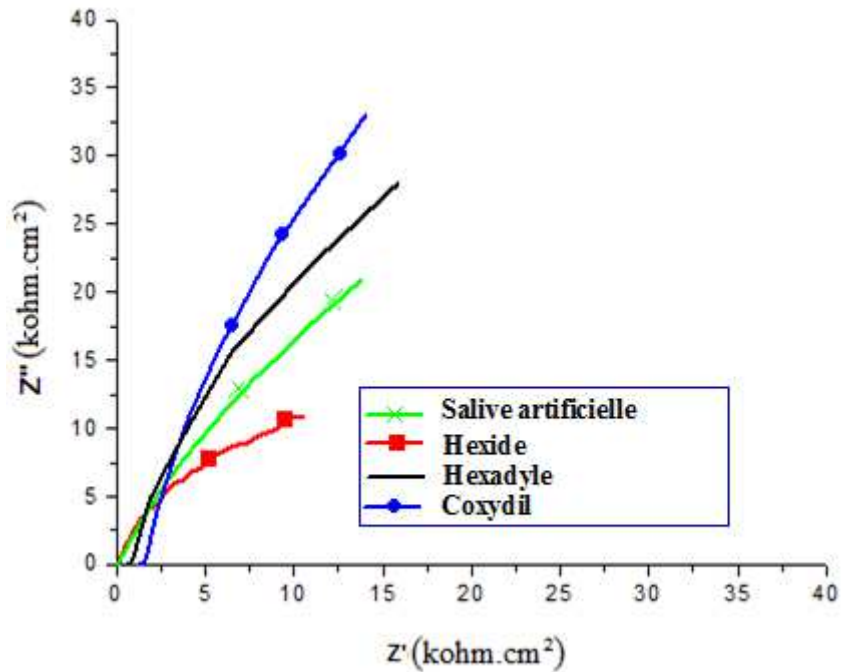
Les tableaux 32, 33 et 34 présentent les valeurs des paramètres électrochimiques, à savoir la capacité de double couche ( $C_{dl}$ ), la résistance de transfert de charge ( $R_{ct}$ ) et la résistance de la solution ( $R_s$ ) des alliages Neobond II<sup>®</sup>, Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup> déterminées à partir des diagrammes d'impédance.

A partir des résultats reportés dans les tableaux 5, 6 et 7, on remarque que dans les bains de bouche Hexadyle<sup>®</sup> et Coxydil<sup>®</sup>, les valeurs de la résistance de transfert de charge des alliages Neobond II<sup>®</sup>, Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup> sont élevées et les valeurs de capacité double couche sont faibles en comparaison avec la solution de référence. Par ailleurs, dans le bain de bouche Hexide<sup>®</sup> les valeurs de la résistance de transfert de charge des alliages Neobond II<sup>®</sup>, Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup> sont faibles et les valeurs de capacité double couche sont élevées par rapport à la solution de référence.

Donc, les alliages Neobond II<sup>®</sup>, Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup> présentent une grande résistance à la corrosion dans les bains de bouche Coxydil<sup>®</sup> et Hexadyle<sup>®</sup> en comparaison avec la solution de référence.

Les figures 67 et 68 montrent les histogrammes de la résistance de transfert de charge ( $R_{ct}$ ) et la capacité de double couche ( $C_{dl}$ ) des alliages Co-Cr dans différents milieux. On observe que, dans le bain de bouche Hexide<sup>®</sup> les valeurs de la résistance de transfert de charge des alliages Co-Cr sont faibles et les valeurs de capacité double couche sont élevées par rapport aux bains de bouche Coxydil<sup>®</sup> et Hexadyle<sup>®</sup>.

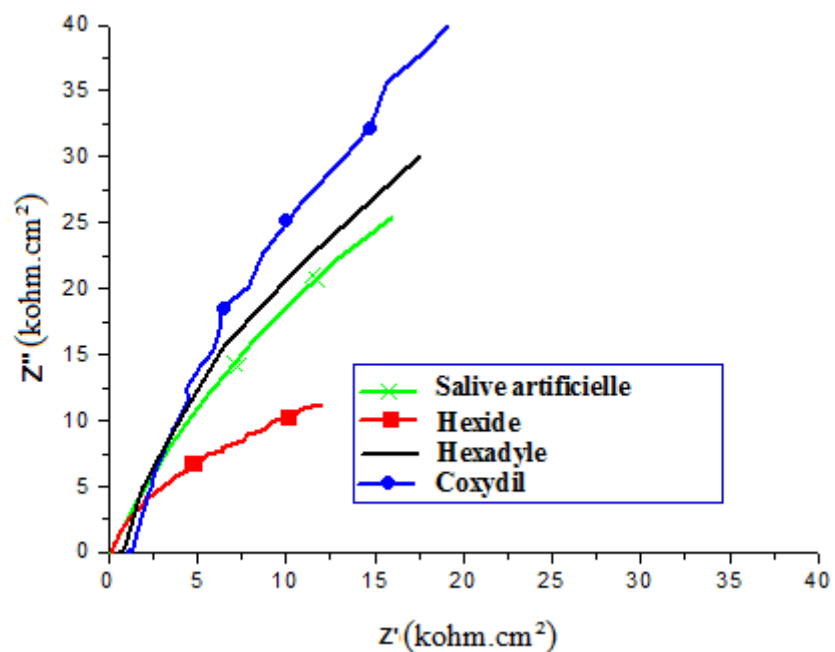
Les résultats d'impédance électrochimique des alliages Neobond II<sup>®</sup>, Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup> confirment les résultats des courbes de polarisation potentiodynamique.



**Figure 64:** Diagrammes d'impédance de l'alliage Neobond II<sup>®</sup> dans différents milieux.

**Tableau 32:** Paramètres de corrosion de l'alliage Neobond II<sup>®</sup> obtenus à partir des mesures d'impédance dans différents milieux.

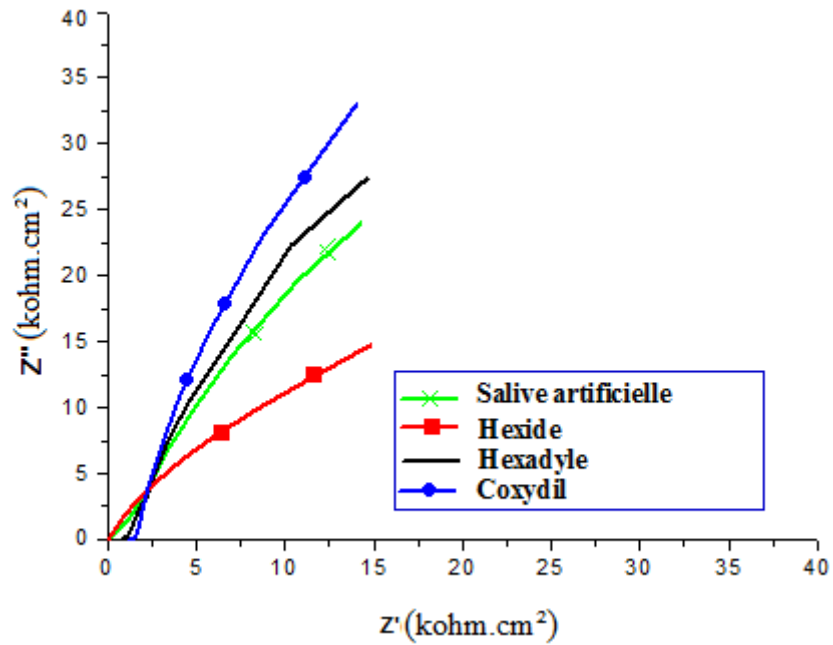
Solution	$R_s$ ( $\Omega\text{cm}^2$ )	$R_{ct}$ ( $\text{k}\Omega\text{cm}^2$ )	$C_{dl}$ ( $\mu\text{F}/\text{cm}^2$ )
Salive artificielle	$52 \pm 2$	$116,2 \pm 1,8$	$13,6 \pm 0,2$
Hexide <sup>®</sup>	$100 \pm 4$	$28,3 \pm 1,1$	$55,4 \pm 1,4$
Hexadyle <sup>®</sup>	$1410 \pm 25$	$148,6 \pm 6,4$	$8,5 \pm 0,3$
Coxydil <sup>®</sup>	$1140 \pm 40$	$172,4 \pm 6,2$	$8,9 \pm 0,4$



**Figure 65:** Diagrammes d'impédance de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> dans différents milieux.

**Tableau 33 :** Paramètres de corrosion de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> obtenus à partir des mesures d'impédance dans différents milieux.

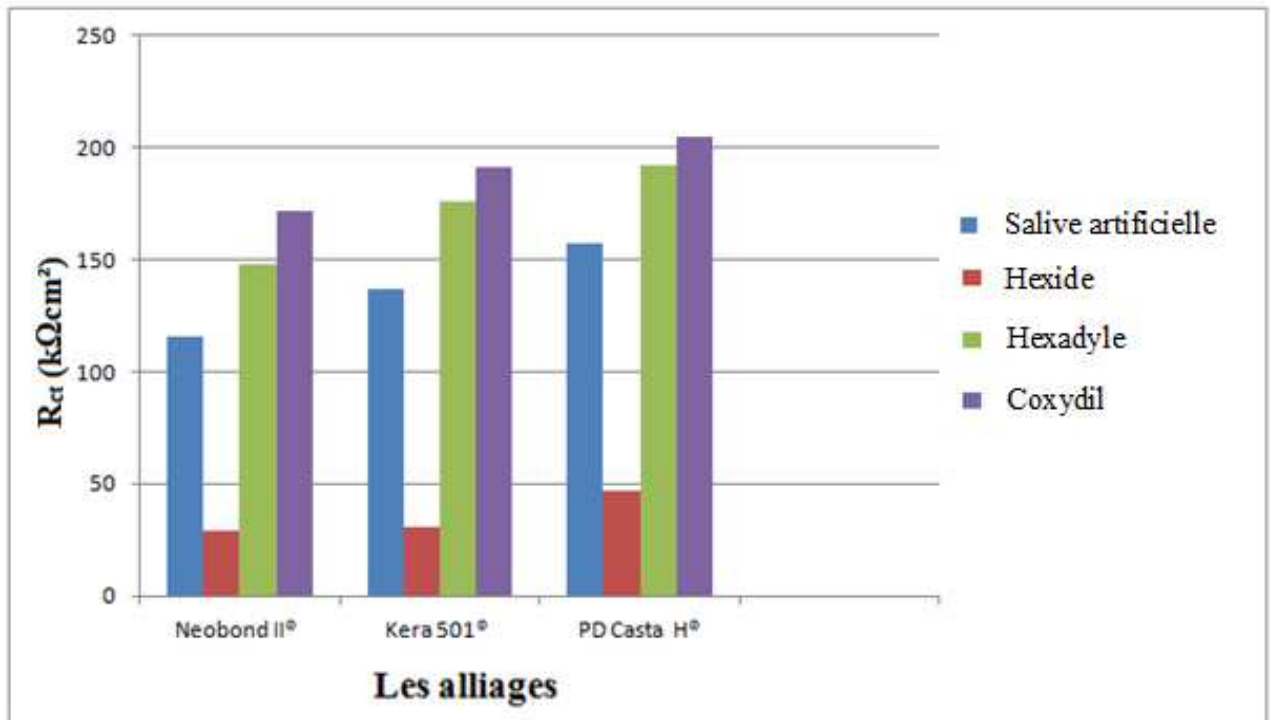
Solution	$R_s$ ( $\Omega\text{cm}^2$ )	$R_{ct}$ ( $\text{k}\Omega\text{cm}^2$ )	$C_{dl}$ ( $\mu\text{F}/\text{cm}^2$ )
Salive artificielle	$74 \pm 3$	$137,5 \pm 1,2$	$11,50 \pm 0,07$
Hexide <sup>®</sup>	$139 \pm 4$	$30,9 \pm 1,4$	$50,8 \pm 1,8$
Hexadyle <sup>®</sup>	$1320 \pm 30$	$176,2 \pm 8,5$	$7,8 \pm 0,2$
Coxydil <sup>®</sup>	$1420 \pm 35$	$191,6 \pm 4,2$	$7,9 \pm 0,3$



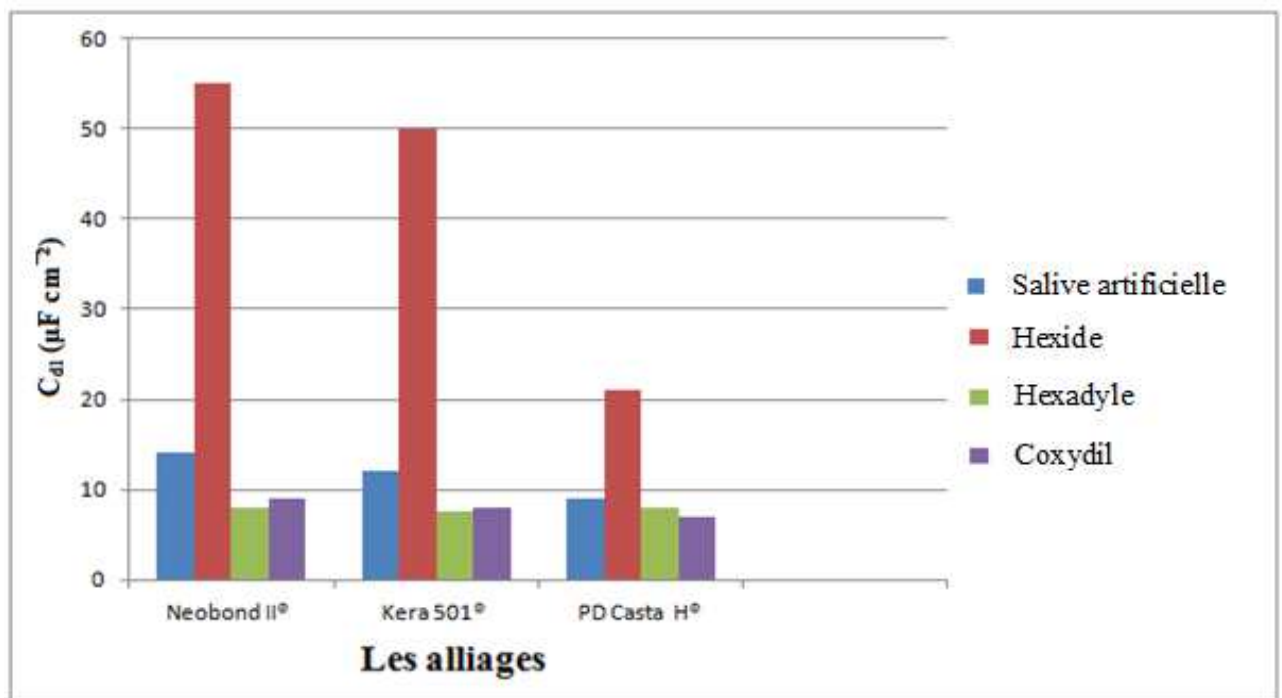
**Figure 66:** Diagrammes d'impédance de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> dans différents milieux.

**Tableau 34:** Paramètres de corrosion de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> obtenus à partir des mesures d'impédance dans différents milieux.

Solution	$R_s$ ( $\Omega\text{cm}^2$ )	$R_{ct}$ ( $\text{k}\Omega\text{cm}^2$ )	$C_{dl}$ ( $\mu\text{F}/\text{cm}^2$ )
Salive artificielle	$142 \pm 7$	$157,4 \pm 1,1$	$9,1 \pm 0,4$
Hexide <sup>®</sup>	$43 \pm 2$	$47,9 \pm 2,2$	$21,5 \pm 1,2$
Hexadyle <sup>®</sup>	$1220 \pm 40$	$192,2 \pm 9,3$	$7,8 \pm 0,3$
Coxydil <sup>®</sup>	$1310 \pm 30$	$205,4 \pm 2,6$	$6,7 \pm 0,2$



**Figure 67:** Histogramme de la résistance de transfert de charge ( $R_{ct}$ ) des alliages Co-Cr dans différents milieux.



**Figure 68:** Histogramme de la capacité de double couche ( $C_{dl}$ ) des alliages Co-Cr dans différents milieux



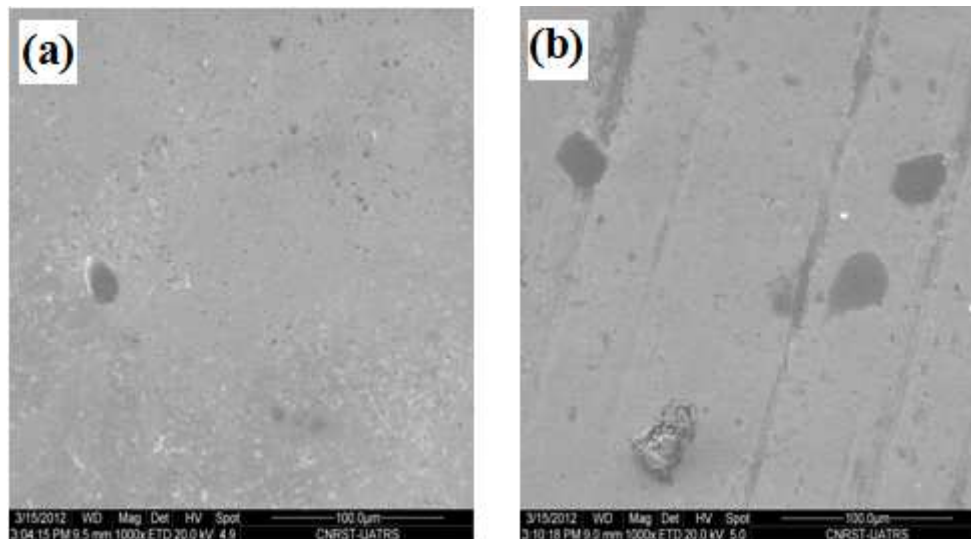
---

### II.2.2.3. Analyses de surface

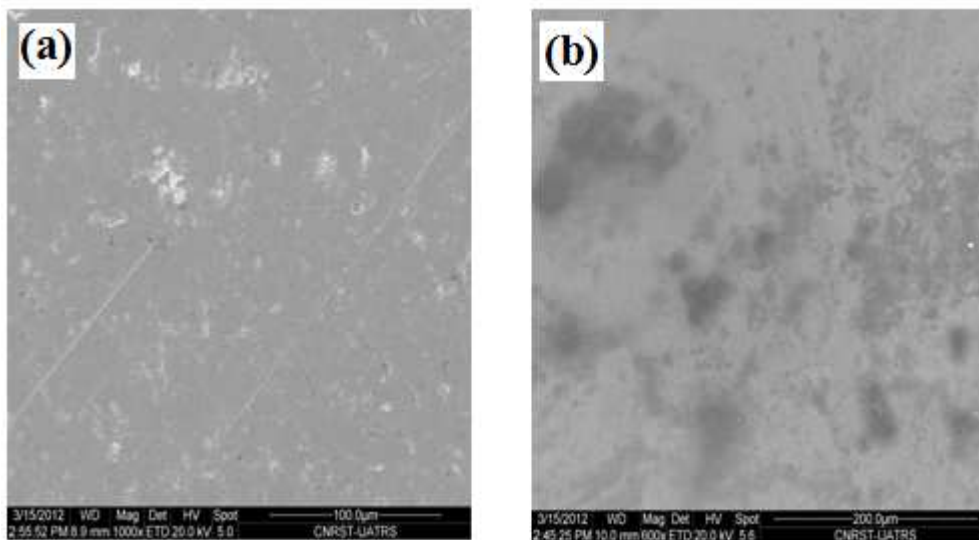
Nous avons réalisé une analyse de surface des alliages Neobond II<sup>®</sup>, Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup> dans le bain de bouche Hexide<sup>®</sup> qui présente le milieu le plus corrosif et comparé à l'analyse de surface de ces matériaux dans une solution de référence.

La figure 69 montre l'analyse au MEB pour l'alliage Neobond II<sup>®</sup> après immersion dans la salive artificielle et le bain de bouche Hexide<sup>®</sup>. Les micrographies montrent une corrosion par piqûres distribuée à différentes zones sur la surface de l'alliage Neobond II<sup>®</sup> après immersion dans le bain de bouche Hexide<sup>®</sup> (Figure 69 b), alors qu'après immersion dans la salive artificielle, il y a une faible corrosion sur la surface de l'alliage Neobond II<sup>®</sup> (Figure 69 a).

La figure 70 montre l'analyse au MEB pour l'alliage Kera 501<sup>®</sup> après immersion dans la salive artificielle et le bain de bouche Hexide<sup>®</sup>. On observe que l'alliage Kera 501<sup>®</sup> présente une corrosion uniforme après immersion dans le bain de bouche Hexide<sup>®</sup> (Figure 70 b), alors qu'après immersion dans la salive artificielle il y a juste un changement de couleur de la surface de l'alliage (Figure 70 a).

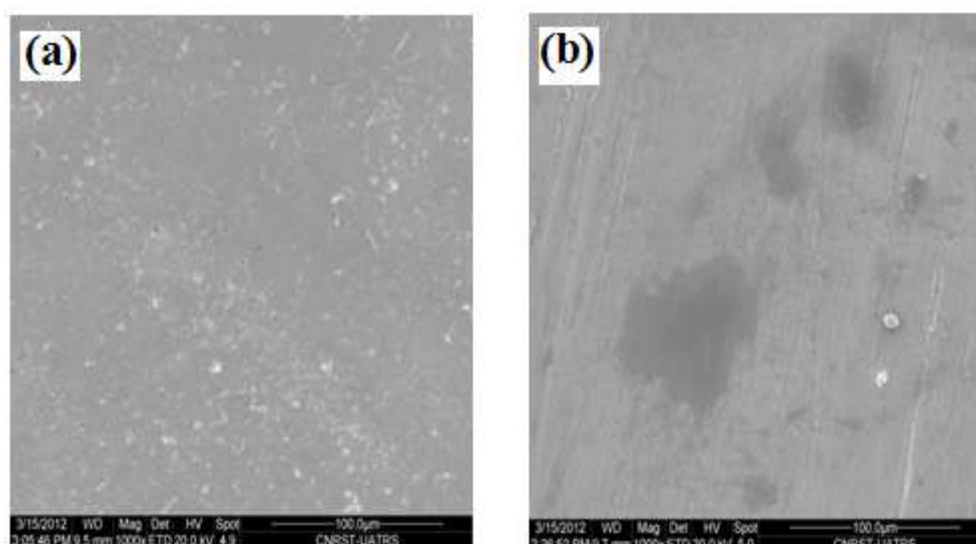


**Figure 69:** Micrographies MEB de l'alliage Neobond II<sup>®</sup> dans la salive artificielle (a) et le bain de bouche Hexide<sup>®</sup> (b).



**Figure 70:** Micrographies MEB de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> dans la salive artificielle (a) et le bain de bouche Hexide<sup>®</sup> (b).

La figure 71 montre l'analyse au MEB pour l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> après immersion dans la salive artificielle et le bain de bouche Hexide<sup>®</sup>. On observe que PD Casta H<sup>®</sup> montre une corrosion sur la surface après immersion dans le bain de bouche Hexide<sup>®</sup> (Figure 71 b), alors qu'après immersion dans la salive artificielle il y a juste un changement de couleur sur la surface de l'alliage Casta H<sup>®</sup> (Figure 71 a).



**Figure 71:** Micrographies MEB de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> dans la salive artificielle (a) et le bain de bouche Hexide<sup>®</sup> (b).

---

### III.3. Conclusion

Le comportement à la corrosion des alliages dentaires Ni-Cr et Co-Cr dans des différents bains de bouche à été étudié par la polarisation potentiodynamique, la spectroscopie d'impédance électrochimique (SIE) et l'analyse de surface par microscopie électronique à balayage.

Les résultats obtenus à partir des courbes de polarisation potentiodynamique, dans les bains de bouche Coxydil<sup>®</sup> et Hexadyle<sup>®</sup>, montrent que les densités des courants partiels anodique et cathodique des alliages Ni-Cr et Co-Cr sont diminuées et les valeurs des résistances de polarisation sont très élevées. Dans le bain de bouche Hexide<sup>®</sup>, les valeurs des densités du courant de corrosion des alliages Co-Cr sont élevées et les valeurs des résistances de polarisation sont faibles par rapport à la solution de référence. Dans le bain de bouche Hexa<sup>®</sup> la valeur de la résistance de polarisation des alliages Ni-Cr est faible et la valeur de la densité de courant de corrosion est élevée par rapport aux bains de bouche Coxydil<sup>®</sup> et Hexadyle<sup>®</sup>.

Les résultats des diagrammes d'impédance des alliages Co-Cr, dans les bains de bouche Coxydil<sup>®</sup> et Hexadyle<sup>®</sup> indiquent que la résistance de transfert de charge des alliages Ni-Cr et Co-Cr est élevée tandis que la capacité de la double couche est diminué. Dans le bain de bouche Hexide<sup>®</sup>, ces résultats montrent que les valeurs de la résistance de transfert de charge des alliages Co-Cr sont diminuées tandis que les valeurs de la capacité de double couche ont augmenté.

A partir des résultats de l'analyse de surface par microscopie électronique à balayage, les micrographies des alliages Co-Cr (Neobond II<sup>®</sup>, Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup>) montrent une corrosion par piqûres après immersion dans le bain de bouche Hexide<sup>®</sup>. La micrographie de l'alliage 4 all<sup>®</sup> montre une faible corrosion sur la surface après immersion dans le bain de bouche Hexa<sup>®</sup>.

Donc, à partir de ces résultats, les bains de bouche Coxydil<sup>®</sup> et Hexadyle<sup>®</sup> montrent la meilleure résistance à la corrosion aux alliages Ni-Cr et Co-Cr en comparaison avec la solution de salive artificielle. Le bain de bouche Hexide<sup>®</sup> est plus corrosifs vis-à-vis des alliages Co-Cr en comparaison avec la solution de référence.

---

## CHAPITRE IV

### INFLUENCE DU pH ET DE LA TEMPERATURE SUR LA RESISTANCE A LA CORROSION DES ALLIAGES Ni-Cr ET Co-Cr

#### IV.1. Introduction

Les alliages dentaires sont en contact direct avec les tissus buccaux et pour cette raison ils doivent être complètement biocompatibles: biologiquement tolérants (sans causer de réaction antigène-anticorps), biochimiquement indifférents (restent inchangés dans le corps sans causer aucun effet sur l'organisme), électriquement et magnétiquement inertes (sans causer de champ magnétique ou de courant galvanique) [256]. De nombreux alliages dentaires ont de bonnes propriétés mécaniques, mais ils ne sont pas suffisamment résistants à la corrosion en raison de leur structure complexe [260].

Au cours des dernières années, une préoccupation croissante autour des effets indésirables des alliages prothétiques est observée [261-263]. Ces effets indésirables peuvent être toxiques ou allergiques et sont liés à la libération d'ions dans l'organisme [264-266].

Les acides organiques qui sont créés après la dégradation des aliments diminuent la valeur du pH à l'intérieur de la cavité buccale et peuvent entraîner une libération ionique des alliages dentaires. Aussi, les matériaux utilisés en milieu buccal doivent être résistants à l'humidité et aux changements de température qui se passent pendant le processus de mastication à l'intérieur de la bouche [267]. Plusieurs investigations ont démontré que les ions métalliques peuvent être libérés à partir de matériaux métalliques, comme les résultats de corrosion [12, 13, 268-271]. Donc les produits de corrosion des alliages dentaires contenant les ions métalliques peuvent être responsables d'allergiques et d'autres maladies [272, 273].

L'objectif de ce chapitre est d'évaluer l'influence du pH et de la température sur la résistance à la corrosion des alliages dentaires Ni-Cr et Co-Cr en utilisant des mesures électrochimiques et d'analyse de surface par microscopie électronique à balayage.

---

## IV.2. Résultats

### IV.2. 1. Courbes de polarisation

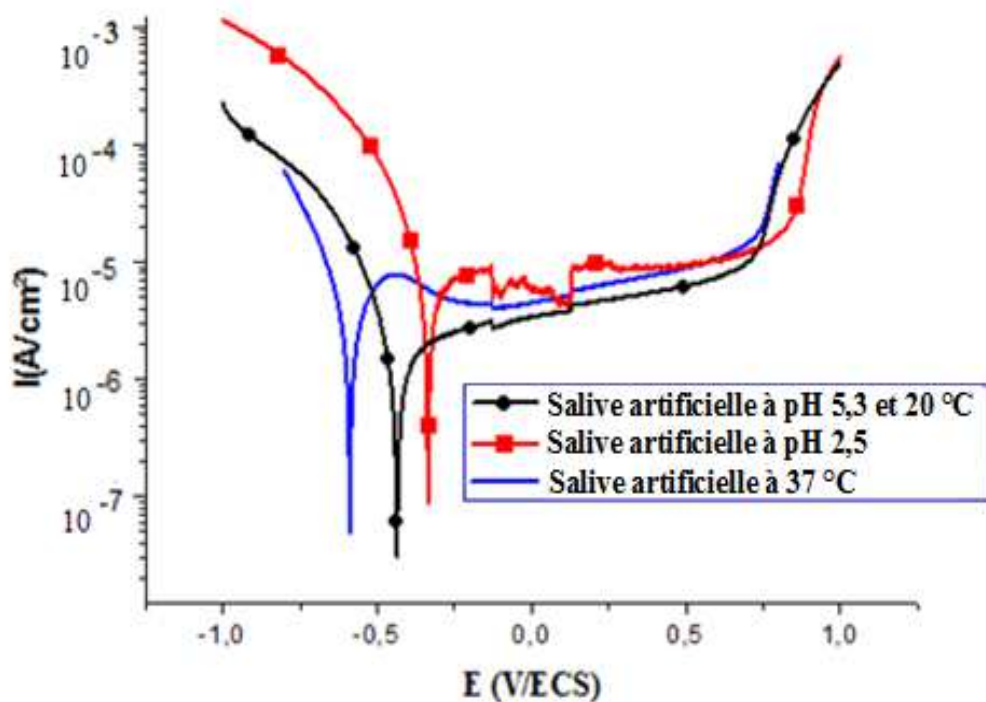
Les courbes de polarisation potentiodynamique relatives aux alliages Kera NH<sup>®</sup>, Commond<sup>®</sup> dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température sont présentées respectivement sur les figures 72 et 73.

A partir des résultats de courbes de polarisation des alliages Kera NH<sup>®</sup> et Commond<sup>®</sup>, on remarque que l'ajout de l'acide lactique dans la salive artificielle accélère la réaction cathodique.

L'analyse des courbes de polarisation des alliages Kera NH<sup>®</sup> et Commond<sup>®</sup> dans la salive artificielle montre qu'une augmentation de la température de la salive artificielle à 37 °C induit une augmentation du courant cathodique.

Les tableaux 35 et 36 regroupent les valeurs des paramètres électrochimiques des alliages Kera NH<sup>®</sup> et Commond<sup>®</sup> dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température obtenues à partir des courbes de polarisation, à savoir la densité du courant de corrosion, le potentiel de corrosion et la résistance de polarisation. Ces valeurs indiquent que, dans la salive artificielle à pH 2,5 et dans la salive artificielle à température 37 °C, les densités de courant de corrosion des alliages Kera NH<sup>®</sup> et Commond<sup>®</sup> sont élevées et les valeurs des résistances de polarisation sont faibles.

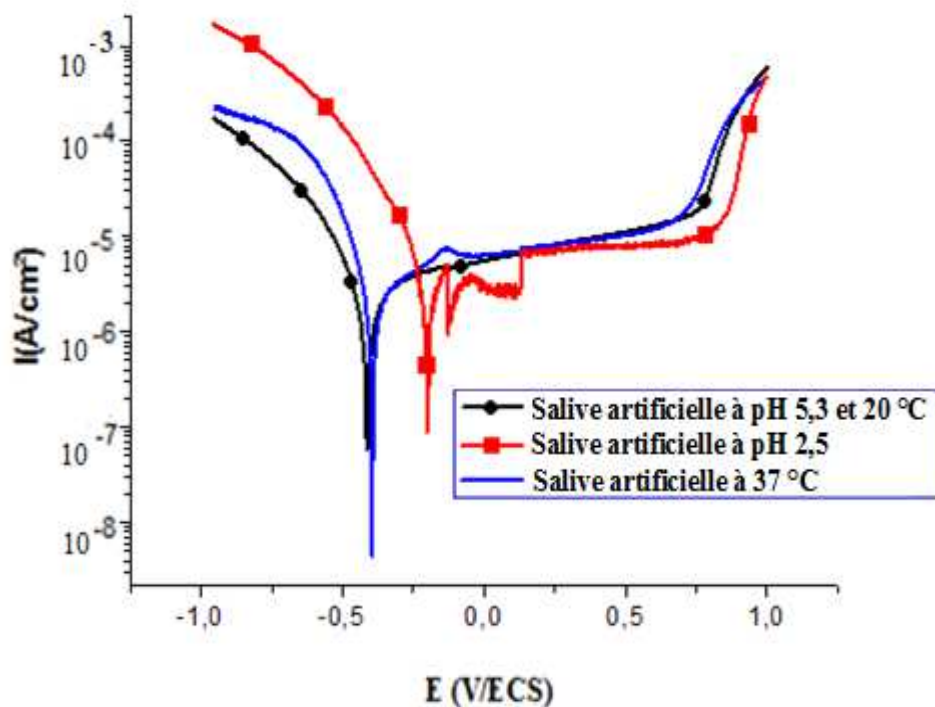
Donc, les alliages Kera NH<sup>®</sup> et Commond<sup>®</sup> présentent la plus faible résistance à la corrosion dans la salive artificielle à pH 2,5 et dans la salive artificielle à température 37 °C comparé à la solution de référence.



**Figure 72:** Effet du pH et de la température sur les courbes de polarisation de l’alliage Kera NH<sup>®</sup> dans la salive artificielle.

**Tableau 35:** Paramètres de corrosion de l’alliage Kera NH<sup>®</sup> obtenus à partir des courbes de polarisation dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température.

Solution	$E_{\text{corr}}$ (mV/ECS)	$I_{\text{corr}}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )	$R_p$ ( $\text{k}\Omega\text{cm}^2$ )
Salive artificielle à pH 5,3 et 20 °C	$-437 \pm 14$	$2,65 \pm 0,08$	$11,4 \pm 0,4$
Salive artificielle à pH 2,5	$-336 \pm 8$	$14,7 \pm 0,5$	$2,20 \pm 0,06$
Salive artificielle à 37 °C	$-590 \pm 15$	$6,9 \pm 0,3$	$3,9 \pm 0,2$



**Figure 73:** Effet du pH et de la température sur les courbes de polarisation de l’alliage Commond<sup>®</sup> dans la salive artificielle.

**Tableau 36:** Paramètres de corrosion de l’alliage Commond<sup>®</sup> obtenus à partir des courbes de polarisation dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température.

Solution	$E_{\text{corr}}$ (mV/ECS)	$I_{\text{corr}}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )	$R_p$ ( $\text{k}\Omega\text{cm}^2$ )
Salive artificielle à pH 5,3 et 20 °C	$-408 \pm 10$	$6,4 \pm 0,3$	$7,7 \pm 0,3$
Salive artificielle à pH 2,5	$-202 \pm 6$	$16,1 \pm 0,6$	$2,80 \pm 0,06$
Salive artificielle à 37 °C	$-398 \pm 8$	$13,6 \pm 0,4$	$4,70 \pm 0,15$

---

Les figures 74 et 75 présentent les courbes de polarisation cathodique et anodique des alliages Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup> dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température.

Les valeurs du potentiel de corrosion, la densité de courant de corrosion et la résistance de polarisation, obtenues par les courbes de polarisation dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température sont également reportées respectivement dans les tableaux 37 et 38.

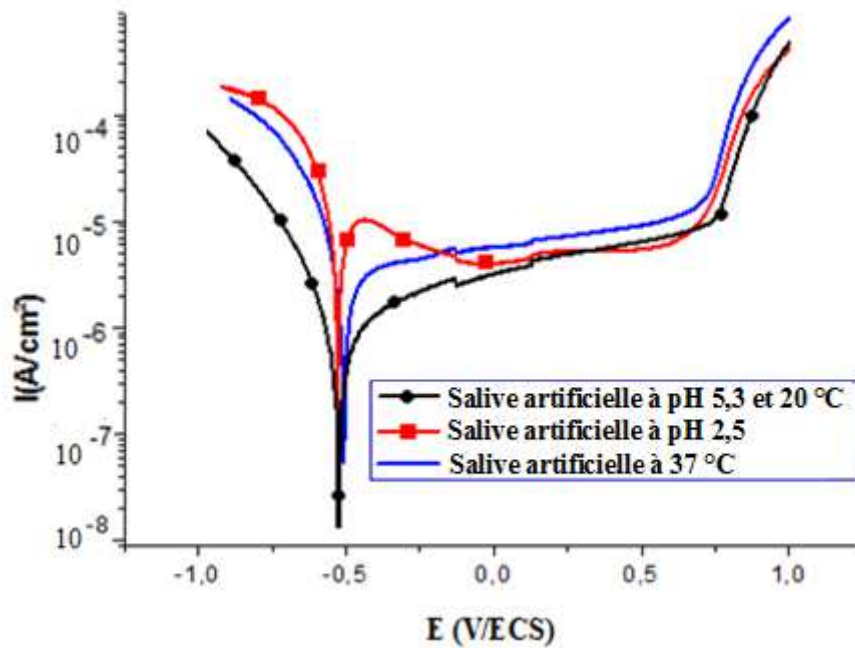
Une première analyse des courbes de polarisation relatives aux alliages Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup> dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température montrent que lorsqu'on a une diminution du pH dans la salive artificielle (pH = 2,5) et une augmentation de la température dans la salive artificielle (T= 37 °C), ceci induit une augmentation du courant cathodique.

Dans la salive artificielle à 20 °C, les alliages PD Casta H<sup>®</sup> et Kera 501<sup>®</sup> présentent la meilleure résistance à la corrosion par rapport aux alliages Kera NH<sup>®</sup> et Commond<sup>®</sup>.

Les figures 76 et 77 représentent les histogrammes de la résistance de polarisation ( $R_p$ ) et de la densité du courant de corrosion ( $I_{corr}$ ) des alliages Ni-Cr et Co-Cr dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température.

On remarque que les alliages Ni-Cr et Co-Cr ont présenté les plus faibles résistances de polarisation dans la salive artificielle à pH 2,5 et dans la salive artificielle à température 37 °C. Tandis que les valeurs des densités des courants de corrosion sont élevées dans la salive artificielle à pH 2,5 et dans la salive artificielle à température 37 °C.

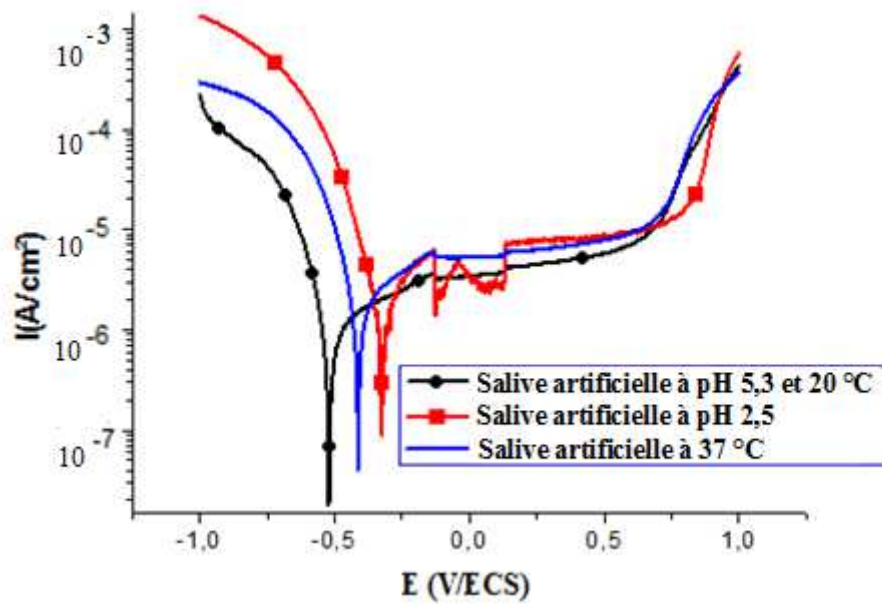




**Figure 74:** Effet du pH et de la température sur les courbes de polarisation de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> dans la salive artificielle.

**Tableau 37:** Paramètres de corrosion de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> obtenus à partir des courbes de polarisation dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température.

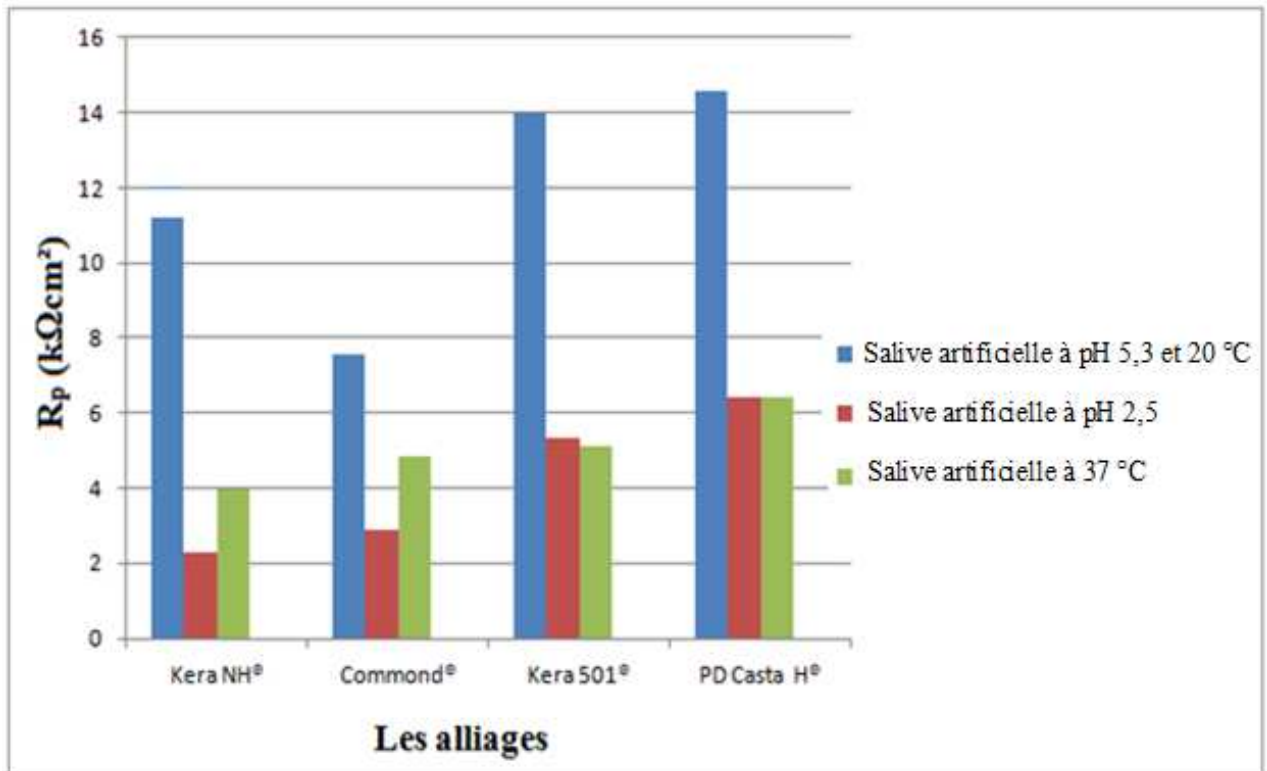
Solution	$E_{\text{corr}}$ (mV/ECS)	$I_{\text{corr}}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )	$R_p$ ( $\text{k}\Omega\text{cm}^2$ )
Salive artificielle à pH 5,3 et 20 °C	$- 516 \pm 10$	$1,60 \pm 0,06$	$13,9 \pm 0,7$
Salive artificielle à pH 2,5	$- 506 \pm 9$	$7,56 \pm 0,08$	$5,50 \pm 0,08$
Salive artificielle à 37 °C	$- 509 \pm 17$	$4,30 \pm 0,15$	$5,2 \pm 0,2$



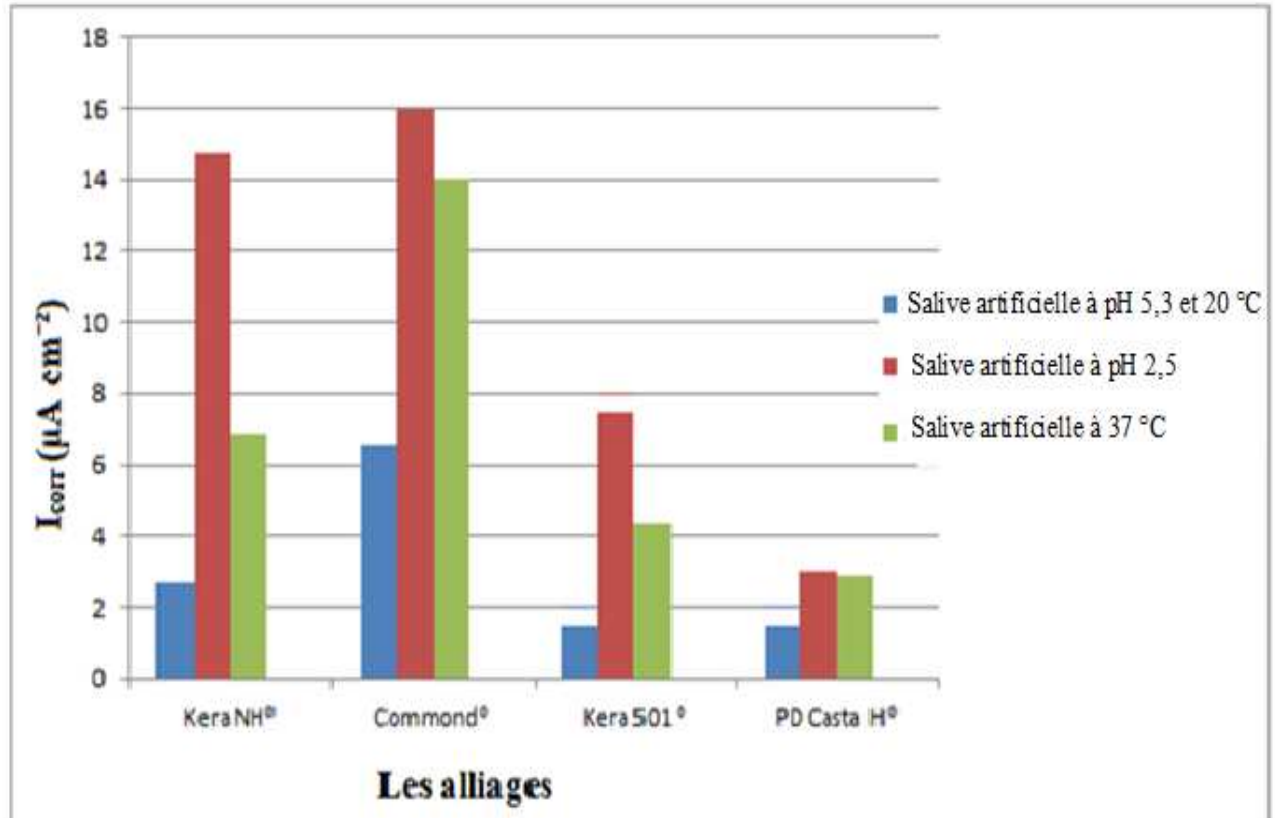
**Figure 75:** Effet du pH et de la température sur les courbes de polarisation de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> dans la salive artificielle.

**Tableau 38:** Paramètres de corrosion de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> obtenus à partir des courbes de polarisation dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température.

Solution	$E_{\text{corr}}$ (mV/ECS)	$I_{\text{corr}}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )	$R_p$ ( $\text{k}\Omega\text{cm}^2$ )
Salive artificielle à pH 5,3 et 20 °C	$-522 \pm 16$	$1,58 \pm 0,06$	$14,5 \pm 0,7$
Salive artificielle à pH 2,5	$-326 \pm 8$	$2,99 \pm 0,08$	$6,2 \pm 0,2$
Salive artificielle à 37 °C	$-446 \pm 13$	$2,80 \pm 0,06$	$6,3 \pm 0,2$



**Figure 76:** Histogramme de la résistance de polarisation ( $R_p$ ) des alliages Ni-Cr et Co-Cr dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température.



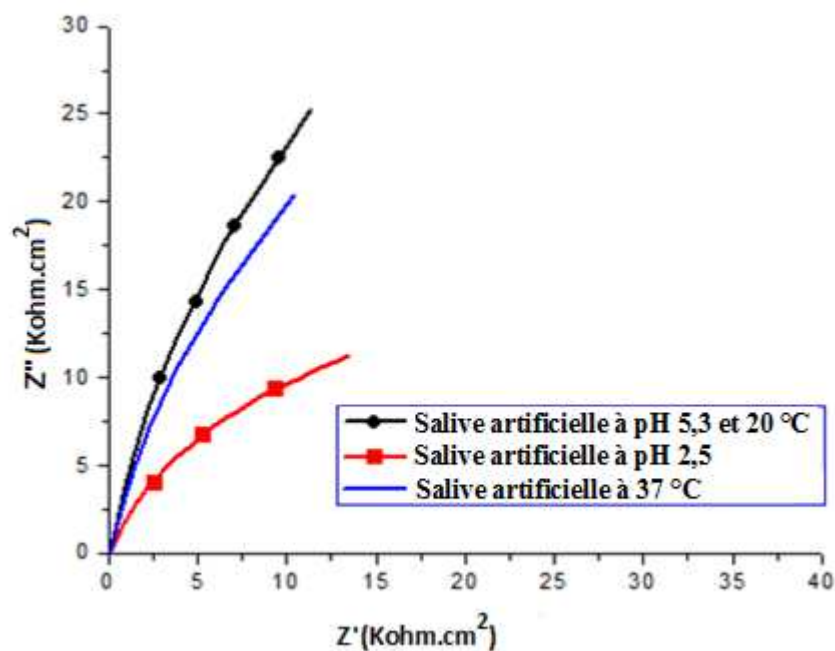
**Figure 77:** Histogramme de la densité de courant de corrosion ( $I_{corr}$ ) des alliages Ni-Cr et Co-Cr dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température.

## IV.2. 2. Spectroscopie d'impédance électrochimique

Les Figures 78 et 79 montrent les diagrammes d'impédance des alliages Kera NH<sup>®</sup> et Commond<sup>®</sup> dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température.

Les diagrammes des alliages sont des demi-cercles incomplets, présentant des distorsions dues à l'irrégularité de la couche d'oxyde. La taille du spectre d'impédance diminue dans la salive artificielle à pH 2,5 et dans la salive artificielle à température 37 °C.

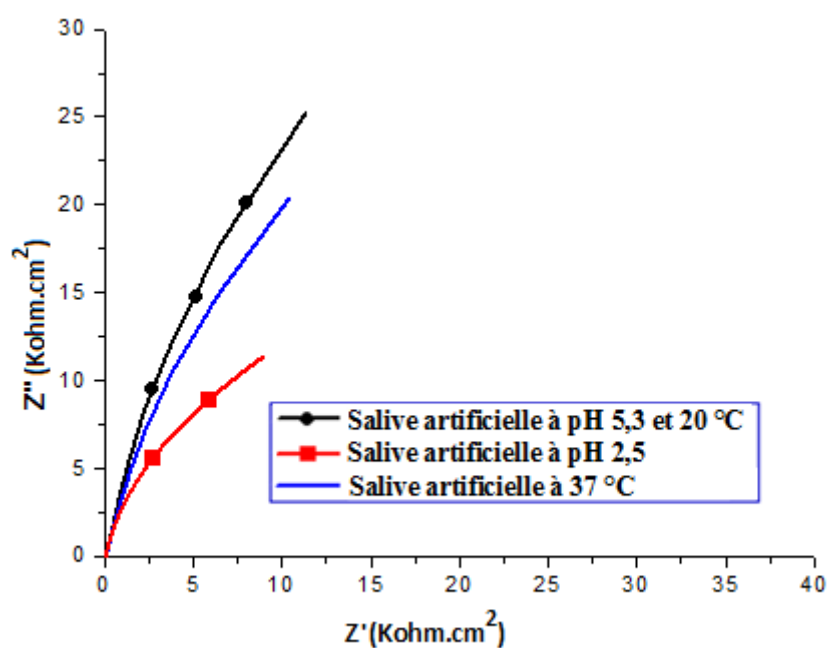
Les tableaux 39 et 40 regroupent les valeurs des paramètres électrochimiques des alliages Kera NH<sup>®</sup> et Commond<sup>®</sup> dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température obtenues à partir des diagrammes d'impédance, à savoir la résistance de transfert de charge, la résistance de la solution et la capacité de double couche. Ces valeurs indiquent que, dans la salive artificielle à pH 2,5 et dans la salive artificielle à température 37 °C, les résistances de transfert de charge sont faibles et les capacités de double couche sont élevées.



**Figure 78:** Effet du pH et de la température sur les diagrammes d'impédance de l'alliage Kera NH<sup>®</sup> dans la salive artificielle.

**Tableau 39:** Paramètres de corrosion de l'alliage Kera NH<sup>®</sup> obtenus à partir des mesures d'impédance dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température.

Solution	$R_s$ ( $\Omega\text{cm}^2$ )	$R_{ct}$ ( $\text{k}\Omega\text{cm}^2$ )	$C_{dl}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )
Salive artificielle à pH 5,3 et 20 °C	$58,4 \pm 1,2$	$118,7 \pm 3,2$	$13,4 \pm 0,5$
Salive artificielle à pH 2,5	$55,6 \pm 1,8$	$35,6 \pm 1,4$	$44,6 \pm 1,8$
Salive artificielle à 37 °C	$71,2 \pm 2,6$	$90,7 \pm 3,8$	$17,5 \pm 0,6$



**Figure 79:** Effet du pH et de la température sur les diagrammes d'impédance de l'alliage Commond<sup>®</sup> dans la salive artificielle.

**Tableau 40:** Paramètres de corrosion de l'alliage Commond<sup>®</sup> obtenus à partir des mesures d'impédance dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température.

Solution	$R_s$ ( $\Omega\text{cm}^2$ )	$R_{ct}$ ( $\text{k}\Omega\text{cm}^2$ )	$C_{dl}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )
Salive artificielle à pH 5,3 et 20 °C	$77,2 \pm 3,3$	$83,5 \pm 2,5$	$16,5 \pm 0,4$
Salive artificielle à pH 2,5	$43,9 \pm 1,2$	$34,3 \pm 1,2$	$46,4 \pm 2,4$
Salive artificielle à 37 °C	$71,8 \pm 2,1$	$64,1 \pm 1,8$	$24,8 \pm 0,8$

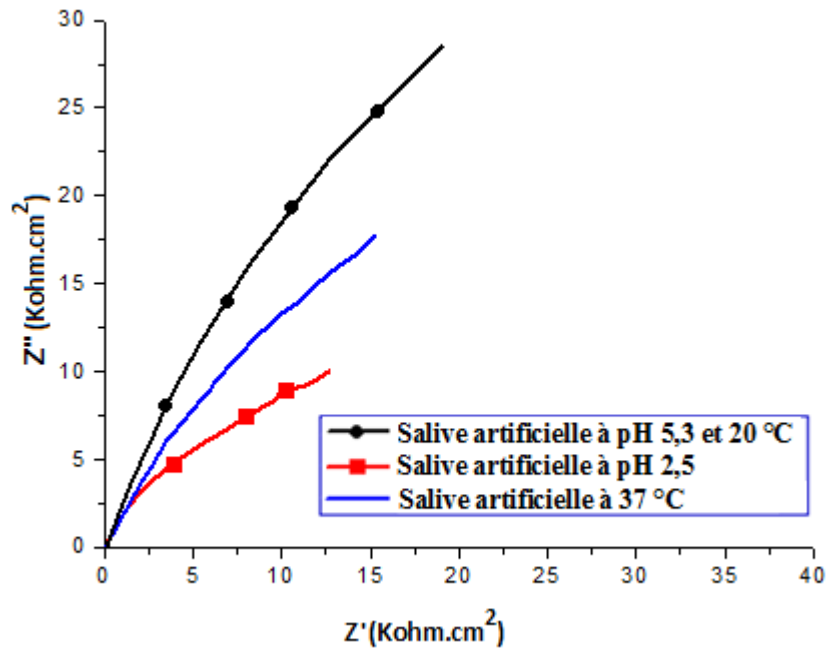
Les Figures 80 et 81 montrent les diagrammes d'impédance des alliages Kera 501<sup>®</sup> et Pd Casta H<sup>®</sup> dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température.

Les tracés des alliages à base de cobalt-chrome (Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup>) dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température sont similaires à ceux obtenus pour les alliages à base de nickel-chrome.

Les valeurs de la résistance de transfert de charge ( $R_{ct}$ ), la résistance de la solution ( $R_s$ ) et la capacité de double couche ( $C_{dl}$ ) des alliages Kera 501<sup>®</sup> et Pd Casta H<sup>®</sup> obtenues par diagrammes d'impédance dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température sont également reportées respectivement dans les tableaux 41 et 42.

A partir des résultats d'impédance, dans la salive artificielle à pH 2,5 et dans la salive artificielle à température 37 °C, les résistances de transfert de charge sont faibles tandis que les capacités de double couche sont élevées. Dans la salive artificielle à température 20 °C, les résistances de transfert de charge sont élevées et les capacités de double couche sont faibles.

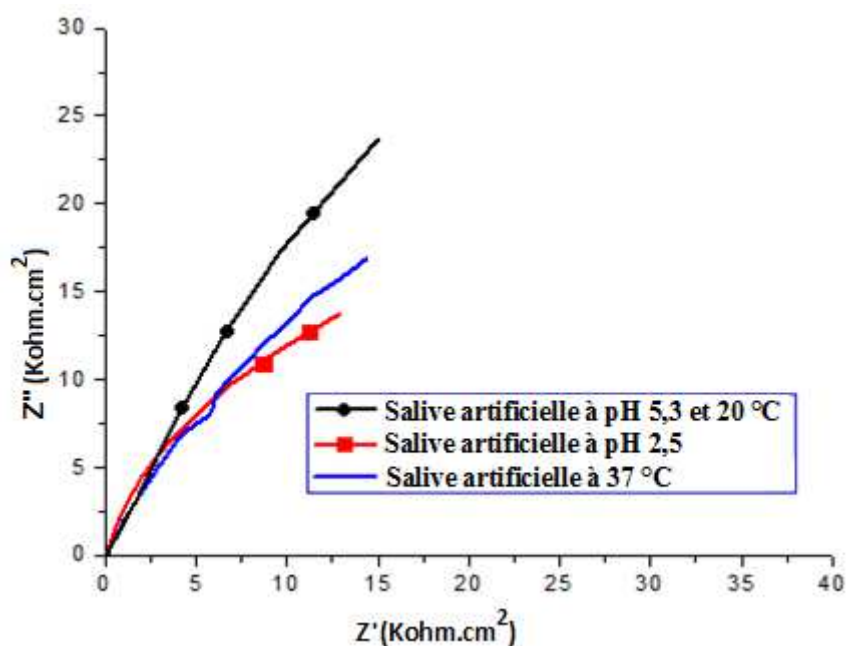
Les figures 82 et 83 représentent les histogrammes de la résistance de transfert de charge ( $R_{ct}$ ) et la capacité de double couche ( $C_{dl}$ ) des alliages Ni-Cr et Co-Cr dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température. On observe que, les valeurs de la résistance de transfert de charge sont très élevées dans la salive artificielle artificielle à température 20 °C. Tandis que les valeurs des de la capacité de double couche sont faibles dans la salive artificielle artificielle à température 20 °C.



**Figure 80:** Effet du pH et de la température sur les diagrammes d'impédance de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> dans la salive artificielle.

**Tableau 41:** Paramètres de corrosion de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> obtenus à partir des mesures d'impédance dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température.

Solution	$R_s$ ( $\Omega\text{cm}^2$ )	$R_{ct}$ ( $\text{k}\Omega\text{cm}^2$ )	$C_{dl}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )
Salive artificielle à pH 5,3 et 20 °C	$76,3 \pm 2,1$	$136,5 \pm 1,8$	$11,6 \pm 0,2$
Salive artificielle à pH 2,5	$29,2 \pm 1,1$	$33,4 \pm 1,4$	$47,5 \pm 1,5$
Salive artificielle à 37 °C	$80,6 \pm 3,2$	$79,4 \pm 2,6$	$20,2 \pm 0,6$

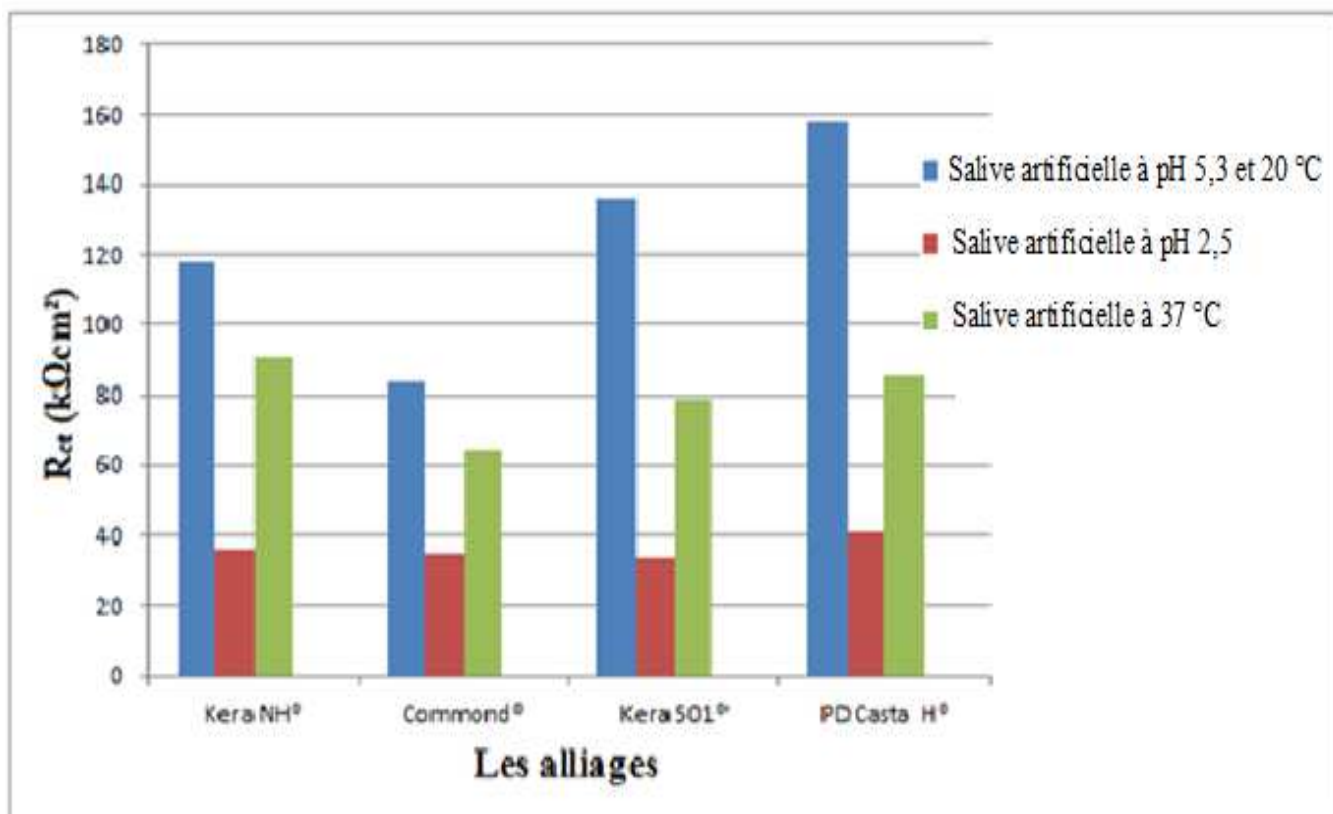


**Figure 81:** Effet du pH et de la température sur les diagrammes d'impédance de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> dans la salive artificielle.

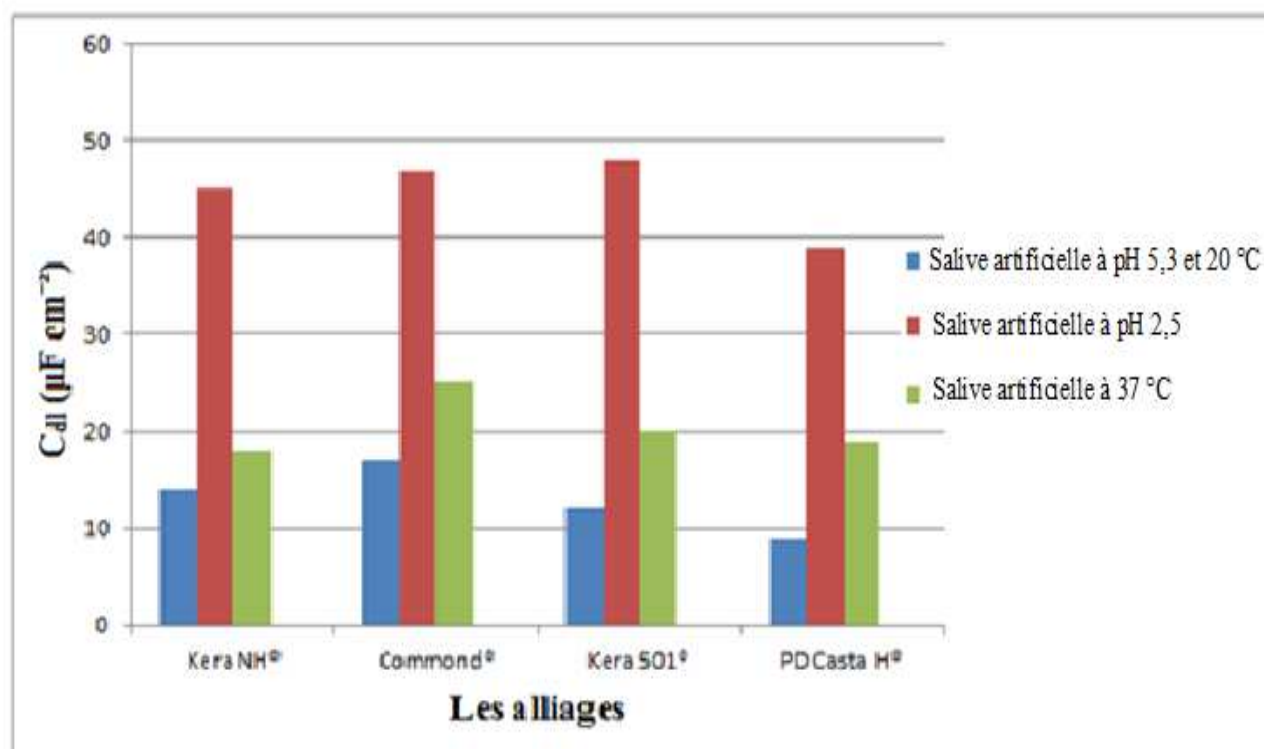
**Tableau 42:** Paramètres de corrosion de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> obtenus à partir des mesures d'impédance dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température.

Solution	$R_s$ ( $\Omega\text{cm}^2$ )	$R_{ct}$ ( $\text{k}\Omega\text{cm}^2$ )	$C_{dl}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )
Salive artificielle à pH 5,3 et 20 °C	$141 \pm 6$	$158,6 \pm 1,2$	$9,2 \pm 0,3$
Salive artificielle à pH 2,5	$46 \pm 1$	$40,9 \pm 1,1$	$38,8 \pm 1,4$
Salive artificielle à 37 °C	$62 \pm 2$	$85,8 \pm 2,2$	$18,5 \pm 0,6$





**Figure 82:** Histogramme de la résistance de transfert de charge ( $R_{ct}$ ) des alliages Ni-Cr et Co-Cr dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température.



**Figure 83:** Histogramme de la capacité de double couche ( $C_{dl}$ ) des alliages Ni-Cr et Co-Cr dans la salive artificielle à différentes valeurs du pH et de la température.

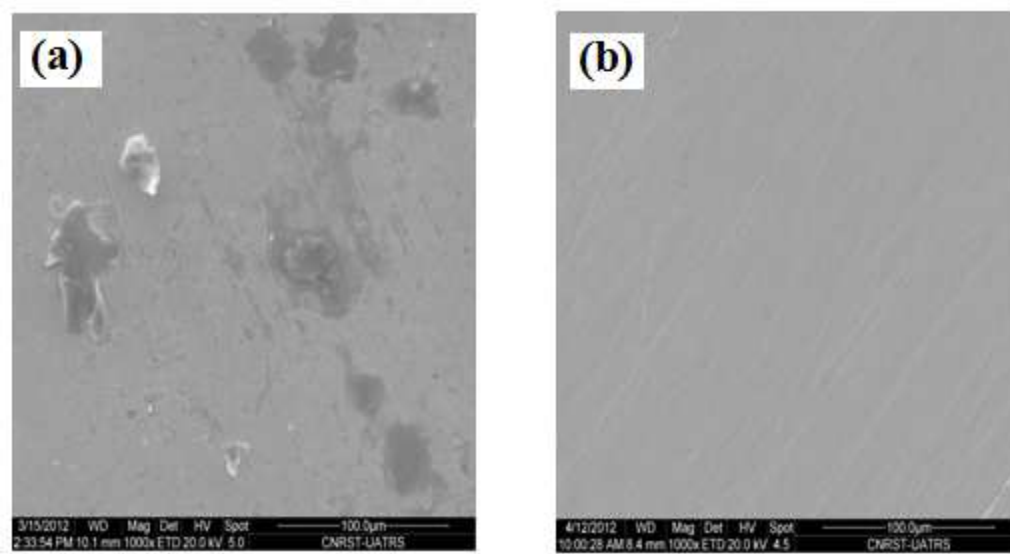
---

### IV.2. 3. Analyses de surface

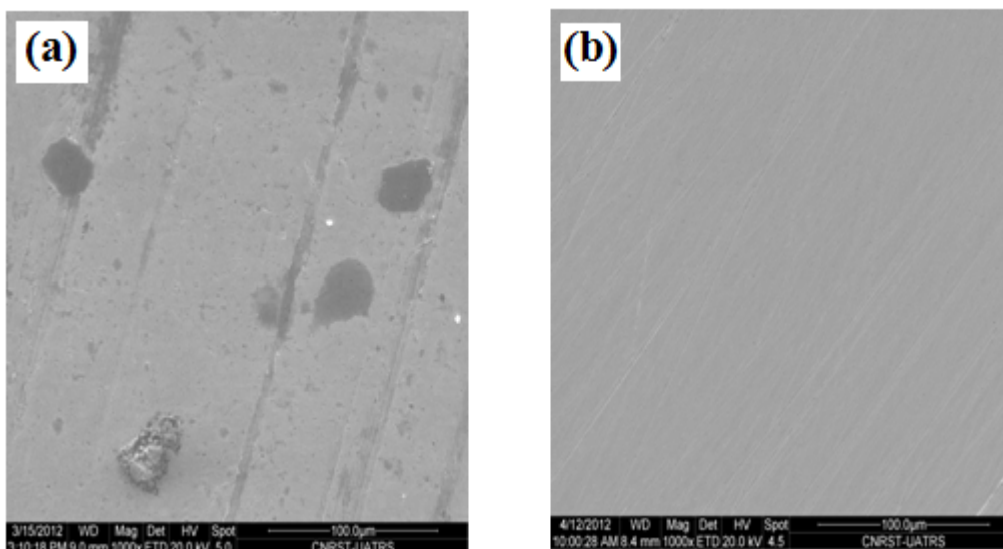
Nous avons réalisé une analyse de surface des matériaux les moins résistance à la corrosion: Kera NH<sup>®</sup>, Commond<sup>®</sup>, kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup> dans la salive acidifiée. Un spécimen de ces matériaux est analysé après essais dans la salive acidifiée pendant 15 jours et comparé à l'analyse des matériaux à l'état initial.

La figure 84 montre les micrographies pour l'alliage Kera NH<sup>®</sup> après immersion dans la salive acidifié et comparé à l'état initial. On a observée que l'alliage Kera NH<sup>®</sup> montre la corrosion par piqûres distribuée à différentes zones après immersion dans la salive acidifiée.

La figure 85 montre les micrographies pour l'alliage Commond<sup>®</sup> après immersion dans la salive acidifiée et comparé à l'état initial. La micrographie a montré une corrosion localisée sur la surface de l'alliage Commond<sup>®</sup> après immersion dans la salive acidifiée.

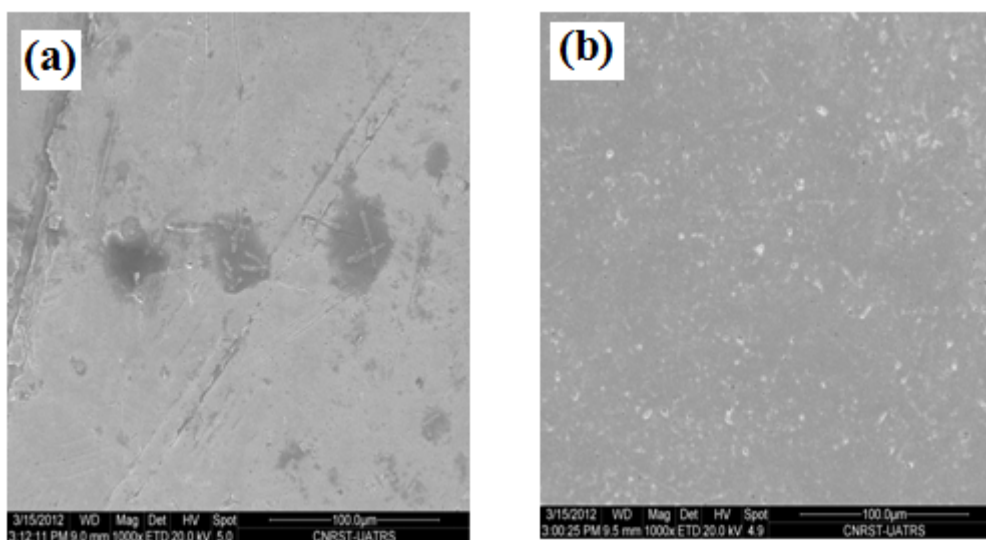


**Figure 84:** Micrographies MEB de l'alliage Kera NH<sup>®</sup> dans la salive acidifiée (a) et à l'état initial (b).



**Figure 85:** Micrographies MEB de l'alliage Combond<sup>®</sup> dans la salive acidifiée (a) et à l'état initial (b).

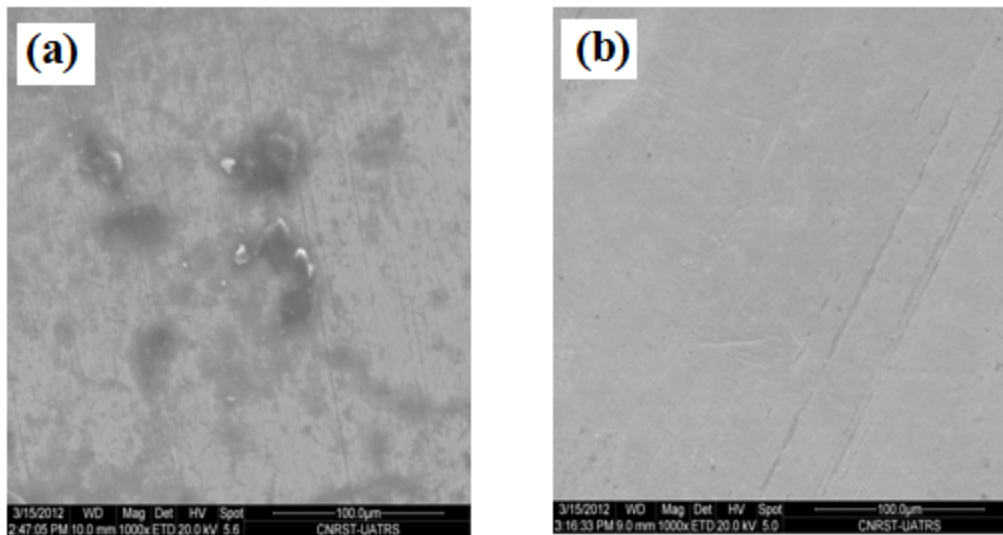
La figure 86 montre les micrographies de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> après immersion dans la salive acidifiée et comparé à l'état initial. La micrographie révèle une corrosion par piqûres concentrées dans une zone déterminée de la surface de Kera 501<sup>®</sup> après immersion dans la salive acidifiée.



**Figure 86:** Micrographies MEB de l'alliage Kera 501<sup>®</sup> dans la salive acidifiée (a) et à l'état initial (b).

---

La figure 87 montre les micrographies de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> après immersion dans la salive acidifiée et comparé à l'état initial. L'alliage PD Casta H<sup>®</sup> montre une corrosion uniforme, qui couvre la surface de l'alliage, après immersion dans la salive acidifié.



**Figure 87:** Micrographies MEB de l'alliage PD Casta H<sup>®</sup> dans la salive acidifiée (a) et à l'état initial (b).

### IV.3. Conclusion

Dans ce chapitre nous avons étudié l'influence du pH et de la température sur la résistance à la corrosion des alliages dentaires Ni-Cr et Co-Cr dans la salive artificielle en utilisant le tracé des courbes de polarisation potentiodynamique, de la spectroscopie d'impédance électrochimique (SIE) et de l'analyse de surface par microscopie électronique à balayage.

D'après les résultats des courbes de polarisation relatives aux alliages Ni-Cr et Co-Cr, on remarque que l'ajout de l'acide lactique dans la salive artificielle conduit à une accélération la réaction cathodique. Par ailleurs, on observe que l'augmentation de la température de la salive artificielle à 37 °C induit une activation du processus cathodique.

Dans la salive artificielle à pH 2,5 et dans la salive artificielle à température 37 °C, les valeurs des résistances de polarisation des alliages Ni-Cr et Co-Cr sont faibles.

Les résultats des diagrammes d'impédance des alliages Ni-Cr et Co-Cr montrent que, dans la salive artificielle à pH 2,5 et dans la salive artificielle à température 37 °C, les résistances de transfert de charge sont faibles tandis que les capacités de double couche sont élevées.

---

Dans la salive artificielle à température 20 °C, les résistances de transfert de charge sont élevées et les capacités de double couche sont faibles.

Les résultats d'impédance électrochimique des alliages Ni-Cr et Co-Cr confirment les résultats des courbes de polarisation potentiodynamique à savoir que la diminution du pH ou l'accroissement de la température altère la résistance à la corrosion des matériaux testés.

A partir des résultats de l'analyse de surface par microscopie électronique à balayage, les micrographies des alliages Ni-Cr et Co-Cr montrent une corrosion par piqûres distribuée à différentes zones après immersion dans la salive acidifiée.

Donc, les alliages Ni-Cr et Co-Cr présentent la plus faible résistance à la corrosion dans la salive artificielle à pH 2,5 et dans la salive artificielle à température 37 °C.

---

# **DISCUSSION GENERALE**



---

## DISCUSSION GENERALE

La corrosion des alliages est un processus complexe qui dépend de nombreux facteurs tels que la composition et la structure des alliages, le traitement de surface, les conditions environnementales, la présence d'inhibiteurs et la composition de l'électrolyte [18-20, 274-2276].

Dans cette étude, nous avons étudié l'influence de l'extrait de khat, des différents bains de bouche, du pH et de la température sur la résistance à la corrosion des alliages dentaires Ni-Cr et Co-Cr utilisés dans la fabrication des prothèses dentaires fixées et amovibles métalliques.

### 1. Corrosion des alliages Ni-Cr et Co-Cr dans la salive artificielle

Les résultats de cette étude ont montré que la composition des alliages Ni-Cr est un facteur très important pour déterminer la résistance à la corrosion des alliages Ni-Cr dans la salive artificielle. Les résultats montrent que l'alliage Commend<sup>®</sup> qui contient Be et une teneur élevée en Ni (77%) présente la plus faible résistance à la corrosion dans la salive artificielle par rapport aux autres types d'alliages Ni-Cr.

Bumgardner et al [277-279] ont montré que les alliages qui contiennent le Be présentent des taux élevés de corrosion, passivité faible et une susceptibilité importante à la corrosion par piqûres, par rapport aux alliages qui ne contiennent pas le Be. Bumgardner et al [277] ont montré que, le nickel est l'élément principal libéré des alliages à base de nickel et les autres éléments majeurs (Cr et Mo) sont considérés comme moins toxiques et sont libérés à des concentrations plus faibles.

D'une part, dans la présente étude, les alliages Kera NH<sup>®</sup>, Kera N<sup>®</sup> et 4 all<sup>®</sup> qui contiennent une teneur élevée en Cr (26%, 22,75% et 25,7% respectivement), montrent la meilleure résistance à la corrosion dans la salive artificielle. Ce résultat confirme celui de Christopher et al [241], qui ont montré que l'alliage Ni-Cr contenant une teneur élevée de Cr (25 %) montre une meilleure résistance à la corrosion dans la salive artificielle.

D'autre part, la présente étude montre également que les alliages à faible pourcentage de molybdène (Mo: 4,7% en Commend<sup>®</sup>) montre la plus faible résistance à la corrosion dans la salive artificielle.

---

Ce résultat confirme le résultat de Toumelin-Chemela [159] qui a rapporté que les alliages Ni-Cr à faible pourcentage de molybdène montre la plus faible résistance à la corrosion.

Le molybdène a un effet positif sur la résistance à la corrosion des alliages. Sa présence dans un alliage entraîne également la réduction de la dissolution active du métal par la formation d'un sous-film enrichie en molybdène sur la surface [280] ce qui augmente la résistance du matériau à la corrosion localisée [281-283].

Donc, le chrome comme oxyde de chrome ( $\text{Cr}_2\text{O}_3$ ) et le molybdène comme oxydes de molybdène ( $\text{MoO}_3$ ) fournissent la stabilité initiale pour éviter la dissolution en ions métalliques et ainsi fournissent une résistance à la corrosion [284]. Aussi le molybdène a un rôle dans la déprotonation de l'hydroxyde en agissant comme un accepteur d'électrons, il crée l'abondance de l'oxygène dans les régions intérieures de la couche passive et en aidant à la formation d'une couche stable  $\text{CrO}_3/\text{Cr}_2\text{O}_3$  protectrice [285].

Bennani et al. [286] ont montré que la composition et le mode de préparation des alliages ont un effet sur la le comportement électrochimique des alliages Ni-Cr. Donc, dans la salive artificielle, la résistance à la corrosion des six alliages dentaires Ni-Cr sont dans l'ordre suivant: Kera NH<sup>®</sup>  $\approx$  Kera N<sup>®</sup>  $\approx$  4 all<sup>®</sup> > Realloy N<sup>®</sup> > Kera NC<sup>®</sup> > Commend<sup>®</sup>.

Le comportement à la corrosion des alliages dentaires Co-Cr est évalué dans la salive artificielle. A partir des résultats de la présente étude, l'alliage Neobond II<sup>®</sup> qui ne contient pas le Mo montre la plus faible résistance à la corrosion par rapport aux alliages Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup>.

Geis-Gerstorfer et al [287] ont montré que les alliages qui ne contiennent pas le Mo sont connus pour être susceptibles à la corrosion par piqûres. D'un autre côté, les alliages Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup> qui contiennent une teneur élevée en Co (61, %, 60 % Respectivement), montrent la meilleure résistance à la corrosion par rapport à l'alliage Neobond II<sup>®</sup>. Donc, dans la salive artificielle « Fusayama-Meyer », la résistance à la corrosion des trois alliages dentaires Co-Cr sont dans l'ordre suivant: Kera 501<sup>®</sup>  $\approx$  PD Casta H<sup>®</sup> > Neobond II<sup>®</sup>.

En générale, les résultats de corrosion dans cette étude montrent que les alliages Co-Cr, présentent la meilleure résistance à la corrosion par rapport aux alliages Ni-Cr dans la salive artificielle. Ce résultat confirme les résultats d'Ameer et al [1], qui ont montré que la résistance à la corrosion des alliages Co-Cr-Mo est supérieure à celle des alliages Ni-Cr-Mo dans la salive artificielle.



---

## 2. Effet du khat

Le khat est constitué d'un groupe complexe d'alcaloïdes [288]. Il contient également des acides aminés, l'acide tannique, des tanins, des vitamines et des minéraux (calcium, manganèse, fer, zinc et fluorure). Les ingrédients présents dans le khat contiennent des produits chimiques qui peuvent se dissoudre dans la salive et affecter la corrosion des matériaux métalliques.

A partir des courbes de polarisation des alliages Ni-Cr et Co-Cr dans la salive artificielle en absence et en présence de l'extrait de khat, on a observé que la présence de l'extrait de khat accélère la réaction cathodique, ce qui résulte de la réduction des protons  $H^+$  (milieu pH acide = 4,5) et de certains constituants du khat comme les acides aminés et l'acide tannique sur la surface de l'électrode.

A partir des résultats d'impédance, la résistance de transfert de charge diminue tandis que la capacité de la double couche augmente lorsqu'on ajoute les extraits de khat dans la salive artificielle. La résistance de transfert de charge ( $R_{ct}$ ) diminue avec l'augmentation de la concentration de l'extrait de khat.

Les valeurs de la capacité de la double couche ( $C_{dl}$ ) des alliages Ni-Cr et Co-Cr augmentent avec l'augmentation de la concentration de l'extrait de khat due à la dissolution des alliages. Ce résultat peut être corrélié à l'adsorption des constituants de l'extrait de khat sur la surface des électrodes.

Atlabachew et al [289] ont déterminé les niveaux de concentration de métaux dans les six variétés de khat éthiopien (*Catha edulis*). Les résultats ont montré que les concentrations de métaux enregistrées sont dans l'ordre suivant: Ca (1038-2173  $\mu\text{g/g}$ ) > Mg (478,2-812,3  $\mu\text{g/g}$ ) > Fe (53,95- 82,83  $\mu\text{g/g}$ ) > Zn (5,18-9,40  $\mu\text{g/g}$ ) > Mn (6,98-8,66  $\mu\text{g/g}$ ) > Cu (1,85-5,53  $\mu\text{g/g}$ ) > Cr (0,66-3,47  $\mu\text{g/g}$ ) > Co (0,41-0,80  $\mu\text{g/g}$ ). Alors que les métaux toxiques (Pb et Cd) n'ont pas été détectés dans tous les échantillons analysés.

Minaleshewa et al [290] ont déterminé la teneur des fluorures du khat éthiopien (*Catha edulis*), ils ont trouvé que la concentration des fluorures dans les feuilles matures (12  $\mu\text{g g}^{-1}$ ) est plus élevée que celle dans les feuilles jeunes (6,5  $\mu\text{g g}^{-1}$ ).

Ameer et al [249] ont montré que dans la salive artificielle contenant différentes concentrations des fluorures, le taux de corrosion des alliages dentaires Co-Cr et Ni-Cr

---

augmente avec l'augmentation de la concentration des fluorures. Aussi Prioteasa et al [246] ont montré que, par l'ajout des ions fluorures dans la salive artificielle diminue la résistance à la corrosion des alliages Co-Cr et Ni-Cr.

Donc, à partir des résultats de la présente étude, nous avons observé que la composition du khat (*Catha edulis*) a un effet sur la résistance à la corrosion des alliages dentaires Ni-Cr et Co-Cr. La résistance à la corrosion des alliages Ni-Cr et Co-Cr diminue dans la salive artificielle contenant un extrait de khat par rapport à la solution de référence. La résistance à la corrosion de ces alliages diminue avec l'augmentation de la concentration de l'extrait de khat. Donc, la résistance à la corrosion des alliages Ni-Cr et Co-Cr diminue dans la salive artificielle contenant des extraits de khat peut être corrélée à la présence des fluorures, des acides aminés et de l'acide ascorbique.

Lorsque des feuilles de khat sont placées dans la bouche et mastiquées pendant plusieurs heures, elles se trouvent en contact prolongé avec les alliages Ni-Cr et Co-Cr des prothèses fixées et/ou amovibles métalliques. Les produits chimiques du khat dissouts dans la salive conduisent à une corrosion accélérée des alliages Ni-Cr et Co-Cr.

Pendant les processus de corrosion les ions métalliques libérés, peuvent être responsables d'allergies ou d'autres maladies.

Les résultats de l'analyse de surface par microscopie électronique à balayage ont montré une corrosion sur la surface des alliages Ni-Cr et Co-Cr après immersion dans la salive artificielle contenant de l'extrait de khat.

Les résultats de l'analyse de surface par microscopie électronique à balayage confirment les résultats obtenus des courbes de polarisation et des diagrammes d'impédance électrochimique.

### **3. Effet des bains de bouche**

Habituellement, les bains de bouche peuvent être utilisés pour l'hygiène buccale pendant le traitement par des prothèses dentaires fixées et/ou amovibles partielles.

Cependant, il est recommandé qu'après utilisation des bains de bouche, le patient ne doit ni manger, ni boire et ni même rincer la bouche, donc les composantes de ces bains de bouche restent présentes longtemps, et il est difficile de déterminer la durée exacte de contact entre les alliages Ni-Cr et Co-Cr et les bains de bouche.

---

Les bains de bouche contenant des produits chimiques peuvent se dissoudre dans la salive et affecter la corrosion de matériaux métalliques.

L'analyse des résultats à partir des courbes de polarisation des alliages Ni-Cr et Co-Cr dans différents bains de bouche :

- Dans les bains de bouche Coxydil<sup>®</sup> et Hexadyle<sup>®</sup>, les densités des courants partiels anodique et cathodique des alliages Ni-Cr et Co-Cr sont diminuées et les valeurs des résistances de polarisation sont très élevées. Ces observations montrent clairement que la monocouche auto-assemblée des bains de bouche Coxydil<sup>®</sup> et Hexadyle<sup>®</sup> réduit la dissolution anodique de Ni-Cr et Co-Cr et retarde l'évolution de la décharge cathodique des protons.

Les courbes dans la partie cathodique se présentent sous formes de droites de Tafel, indiquent la réduction des protons à la surface des alliages Ni-Cr et Co-Cr se fait selon un mécanisme d'activation pure. Toutefois, la diminution des pentes de Tafel cathodiques en bains de bouche Coxydil<sup>®</sup> et Hexadyle<sup>®</sup>, montre que le mécanisme de la réaction de réduction des protons est influencé par la modification de la surface de l'électrode de Ni-Cr et Co-Cr par la monocouche des bains de bouche Coxydil<sup>®</sup> et Hexadyle<sup>®</sup>.

- Dans le bain de bouche Hexide<sup>®</sup>, les valeurs des densités de courant de corrosion des alliages Co-Cr sont élevées et les valeurs des résistances de polarisation sont faibles par rapport à la solution de référence. Ces observations montrent que le bain de bouche Hexide<sup>®</sup> conduit à une activation de la réaction cathodique, ce qui résulte de la réduction des protons  $H^+$  (milieu de pH acide = 4,4) sur la surface de l'électrode.
- Dans ce travail, nous avons comparé l'influence du bain de bouche Hexa<sup>®</sup> sur la résistance à la corrosion des alliages Ni-Cr. La valeur de la résistance de polarisation des alliages Ni-Cr est faible et la valeur de la densité de courant de corrosion est élevée par rapport aux bains de bouche Coxydil<sup>®</sup> et Hexadyle<sup>®</sup>.

---

L'analyse des résultats à partir des diagrammes de Nyquist des alliages Co-Cr dans différents bains de bouche :

- Dans les bains de bouche Coxydil<sup>®</sup> et Hexadyle<sup>®</sup>, la résistance de transfert de charge des alliages Co-Cr augmente tandis que la capacité de la double couche diminue. Ces résultats sont liés au mécanisme d'adsorption des bains de bouche Coxydil<sup>®</sup> et Hexadyle<sup>®</sup>. En effet, pendant le processus d'immersion de l'électrode Ni-Cr et Co-Cr dans les bains de bouche Coxydil<sup>®</sup> et Hexadyle<sup>®</sup>, les molécules des bains de bouche s'absorbent à la surface du métal. Le film ainsi formé sert de barrière bloquante, ce qui empêcherait les espèces agressives de l'électrolyte d'atteindre la surface de l'électrode, ce qui la protège efficacement contre la corrosion.
- Dans le bain de bouche Hexide<sup>®</sup>, les valeurs de la résistance de transfert de charge des alliages Co-Cr ont diminué tandis que les valeurs de la capacité de double couche ont augmenté. Ces résultats indiquent une activation de la corrosion.

A partir des résultats de l'analyse de surface par microscopie électronique à balayage, les micrographies des alliages Co-Cr (Neobond II<sup>®</sup>, Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup>) montrent une corrosion par piqûres après immersion dans le bain de bouche Hexide<sup>®</sup>. La micrographie de l'alliage 4 all<sup>®</sup> montre une faible corrosion sur la surface après immersion dans le bain de bouche Hexa<sup>®</sup>.

Donc, à partir de ces résultats, les bains de bouche Coxydil<sup>®</sup> et Hexadyle<sup>®</sup> montrent la meilleure résistance à la corrosion aux alliages Ni-Cr et Co-Cr en comparaison avec la solution de salive artificielle. Dans les bains de bouche Coxydil<sup>®</sup> et Hexadyle<sup>®</sup>, les résistances à la corrosion des alliages Ni-Cr et Co-Cr sont dans l'ordre suivant: PD Casta H<sup>®</sup> > Kera 501<sup>®</sup> > 4 all<sup>®</sup> > Kera NC<sup>®</sup> > Neobond II<sup>®</sup> > Realloy N<sup>®</sup>.

Le bain de bouche Hexide<sup>®</sup> est plus agressif que la salive artificielle pour les alliages Co-Cr. La résistance à la corrosion des alliages PD Casta H<sup>®</sup>, Kera 501<sup>®</sup> et Neobond II<sup>®</sup> dans le bain de bouche Hexide<sup>®</sup> est faible par rapport à celle dans une solution de référence.

Dans le bain de bouche Hexa<sup>®</sup> la résistance à la corrosion des alliages dentaires Ni-Cr est dans l'ordre suivant: Kera NC<sup>®</sup> > Realloy N<sup>®</sup> > 4 all<sup>®</sup>.

---

Dans la présente étude, nous avons montré qu'il y a une corrélation entre la résistance à la corrosion des alliages Ni-Cr et Co-Cr et le pH des bains de bouche. Les alliages Ni-Cr montrent les plus faibles résistances à la corrosion dans le bain de bouche Hexa<sup>®</sup> (pH 4,6) et les alliages Co-Cr montrent les plus faibles résistances à la corrosion dans le bain de bouche Hexide<sup>®</sup> (pH 4,4). Les alliages Ni-Cr et Co-Cr présentent la meilleure résistance à la corrosion dans les bains de bouche Coxydil<sup>®</sup> (pH 7,1).

Il y a un rapport de comportement à la corrosion des alliages dentaires Ni-Cr dans différents bains de bouche, il a été constaté que l'alliage Ni-Cr est moins réactif en présence de 0.12% de digluconate de chlorhexidine tandis que l'alliage Ni-Cr-Ti est plus sensible pour les deux autres types de bains de bouche (0,5 g / l chlorure de cétylpyridinium + 0,05% de fluorure de sodium et 0,05% fluorure de sodium + 0,03% triclosan), ce qui peut être due à la présence de titane dans un alliage Ni-Cr-Ti [291].

En effet le comportement à la corrosion des alliages Ni-Cr et Co-Cr est étroitement lié à la composition des milieux corrosifs. Viswanathan et al [292] ont montré que, la propriété de résistance à la corrosion de l'alliage Co-Cr est meilleure que celle de l'alliage Ni-Cr dans une solution de NaCl. Khamis et Seddik [293] ainsi que Ozdemir et Arican [294], ils ont comparé le comportement électrochimique des alliages Ni-Cr et Co-Cr, ils ont trouvé une grande sensibilité du Ni-Cr à la corrosion par piqûres dans les solutions chlorurées alors que le Co-Cr présente un comportement plus noble. M.A Amir et al [249] ont étudié le comportement électrochimique des alliages dentaires non précieux dans des agents de blanchiment, ils ont montré que l'effet de peroxyde de carbamide sur la corrosion est inférieur par rapport à un peroxyde d'hydrogène.

Une étude de Huang [18] sur l'effet de la composition chimique des alliages Ni-Cr-Mo sur leur comportement à la corrosion a révélé qu'un pourcentage de 12 à 35 de Cr et 8 à 12 de Mo immunise l'alliage Ni-Cr contre la corrosion par piqûres.

#### **4. Effet du pH et de la température:**

Il est important d'évaluer le comportement à la corrosion des alliages dentaires dans des solutions acides en raison des conditions de pH variables rencontrées dans l'environnement buccal à travers la variété des aliments et des liquides ingérés.

A partir des résultats de courbes de polarisation des alliages Ni-Cr et Co-Cr, on remarque que l'ajout de l'acide lactique dans la salive artificielle conduit à accélérer la réaction

---

cathodique. La vitesse de corrosion dans ce cas est directement proportionnelle à la concentration d'ion  $H^+$ . Cependant Mc Cafferty et Heckermann [295] ont montré qu'il existe une influence synergique entre les anions agressifs absorbés chimiquement sur la surface métallique (tel les  $Cl^-$ ) et les ions  $H^+$  des solutions qui sont attirées électrostatiquement par ces anions, ce qui couvre les surfaces métalliques et catalyse la réaction de dissolution.

A partir des résultats d'impédance, la résistance de transfert de charge diminue tandis que la capacité de double couche augmente lorsque l'ajout de l'acide lactique dans la salive artificielle. Les valeurs de la capacité de double couche des alliages Ni-Cr et Co-Cr augmente après ajout de l'acide lactique dans la salive artificielle ce ci est du à la dissolution des alliages, ce qui produit des ions positifs qui laissent les charges négatives sur la surface.

A partir des résultats de l'analyse de surface par microscopie électronique à balayage, les micrographies des alliages Ni-Cr et Co-Cr montrent une corrosion par piqûres distribuée sur différentes zones après immersion dans la salive acidifiée.

Donc, l'acidité de la solution a un effet sur la résistance à la corrosion des alliages dentaires Ni-Cr et Co-Cr. La résistance à la corrosion des alliages Kera NH<sup>®</sup>, Commend<sup>®</sup>, Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup> diminue avec la réduction du pH de la salive artificielle de 5,3 à 2,5. Mais les alliages Ni-Cr (Kera NH<sup>®</sup> et Commend<sup>®</sup>) présentent la plus faible résistance à la corrosion dans la salive artificielle à pH 2,5 par rapport aux alliages Co-Cr (Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup>).

Bennani et al. [286] ont montré que la vitesse de corrosion des alliages Ni-Cr augmente avec la diminution de pH de la salive artificielle de 7,70 à 2,26.

Le changement de la température à l'intérieur de la bouche se passe pendant la prise des différents aliments et les liquides ingérés, il peut influencer la résistance à la corrosion des alliages dentaires.

L'analyse des courbes de polarisation des alliages Ni-Cr et Co-Cr dans la salive artificielle montre qu'une augmentation de la température de la salive artificielle à 37 °C induit une augmentation du courant cathodique et par conséquent la vitesse de corrosion.

A partir des résultats d'impédance, les valeurs des résistances de transfert de charge des alliages Kera NH<sup>®</sup>, Commend<sup>®</sup>, Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup> sont faibles et les valeurs de capacité de double couche sont élevées par rapport à la solution de référence.

---

Dans la présente étude, la résistance à la corrosion des alliages Kera NH<sup>®</sup>, Commend<sup>®</sup>, Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup> diminue avec l'augmentation de la température de la salive artificielle à 37 °C. Elle s'accompagne d'une diminution de la concentration en oxygène de la solution [286].

Bennani et al. [286] ont montré que le courant de corrosion des alliages Ni-Cr augmente avec l'augmentation de la température de la salive artificielle.

La température est l'une des variables qui a été étudiée dans plusieurs travaux sur la corrosion par plusieurs auteurs [296-299]. L'effet de la température est particulièrement significatif dans le cas des alliages métalliques résistants à la température ambiante. Ces alliages montrent une altération des films de passivité quand la température augmente.

Généralement la température favorise la cinétique des réactions de corrosion [300-304]. En ce qui concerne l'influence de la température sur la résistance à la corrosion généralisée des matériaux étudiés, le Cr et Mo sont des éléments qui améliorent le comportement à la corrosion par piqûres [305].

Wang et al. [306] ont rapporté que les propriétés protectrices des films passifs diminuent avec l'augmentation de la température de l'électrolyte. Ils ont attribué ceci à deux raisons : premièrement, à la porosité du film passif qui augmente avec la température et deuxièmement, le film passif subit une modification intrinsèque de sa composition chimique et/ou structure physique ayant, par exemple comme conséquence une variation de la densité des lacunes dans le film d'oxyde.

---

**CONCLUSION GENERALE ET  
ETUDES PERSPECTIVES**





---

## CONCLUSION GENERALE ET ETUDES PERSPECTIVES

Dans le présent mémoire, nous avons présenté une étude de l'influence de l'extrait de khat, des bains de bouche, du pH et de la température sur la résistance à la corrosion des alliages dentaires Ni-Cr et Co-Cr utilisés pour la fabrication des prothèses dentaires fixées et amovibles métalliques, par rapport à une solution de référence.

L'approche expérimentale réalisée dans ce travail, combine une étude électrochimique approfondie par les techniques connues de l'électrochimie (courbes de polarisation potentiodynamique et spectroscopie d'impédance électrochimique), ainsi que l'analyse de surface par microscopie électronique à balayage (MEB).

A partir des résultats de la mesure électrochimique de la présente étude, les principales conclusions de ce travail peuvent être résumées comme suit:

- Dans la salive artificielle, les résultats de corrosion des alliages Ni-Cr montrent que l'alliage Commend<sup>®</sup> qui contient Be et une haute quantité de Ni (77%) présente la plus faible résistance à la corrosion dans la salive artificielle par rapport aux autres types des alliages Ni-Cr. Par ailleurs, les alliages Ni-Cr (Kera NH<sup>®</sup>, Kera N<sup>®</sup> et 4 all<sup>®</sup>) qui contiennent des teneurs élevées de Cr et Mo, montrent la meilleure résistance à la corrosion dans la salive artificielle par rapport aux autres types des alliages Ni-Cr.

Dans la salive artificielle la résistance à la corrosion des alliages dentaires Ni-Cr est dans l'ordre suivant: Kera NH<sup>®</sup>  $\approx$  Kera N<sup>®</sup>  $\approx$  4 all<sup>®</sup> > Realloy N<sup>®</sup> > Kera NC<sup>®</sup> > Commend<sup>®</sup>.

Pour les alliages Co-Cr, les résultats montrent que l'alliage Neobond II<sup>®</sup> qui ne contient pas de Mo montre la plus faible résistance à la corrosion par rapport aux alliages Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup>. Dans la salive artificielle la résistance à la corrosion des trois alliages dentaires Co-Cr est dans l'ordre suivant: Kera 501<sup>®</sup>  $\approx$  PD Casta H<sup>®</sup> > Neobond II<sup>®</sup>.

Donc, à partir des résultats de corrosion dans cette étude, les alliages Co-Cr présentent la meilleure résistance à la corrosion par rapport aux alliages Ni-Cr dans la salive artificielle.

- 
- Les résultats de la présente étude montre que l'ajout de l'extrait de khat (*Catha edulis*) dans la salive artificielle accélère la corrosion des alliages Ni-Cr et Co-Cr ceci peut être due à la présence des fluorures, des acides aminés, d'acide tannique et de l'acide ascorbique dans le khat. La résistance à la corrosion des alliages Ni-Cr et Co-Cr diminue avec l'augmentation de la concentration de l'extrait de khat dans la salive artificielle.
  - Les bains de bouche ont un effet sur la résistance à la corrosion des alliages Ni-Cr et Co-Cr. Les bains de bouche Coxydil<sup>®</sup> et Hexadyle<sup>®</sup> montrent la meilleure résistance à la corrosion pour les alliages Ni-Cr et Co-Cr par rapport à la salive artificielle. Le bain de bouche Hexa<sup>®</sup> montre la plus faible résistance à la corrosion pour les alliages Ni-Cr par rapport aux bains de bouche Coxydil<sup>®</sup> et Hexadyle<sup>®</sup>. Le bain de bouche Hexide<sup>®</sup> présente la plus faible résistance à la corrosion pour les alliages Co-Cr en comparaison avec la solution de référence.
  - Dans la présente étude, nous avons trouvé qu'il ya une corrélation entre la résistance à la corrosion des alliages dentaires Ni-Cr et Co-Cr et le pH des bains de bouche. Les alliages Ni-Cr et Co-Cr montrent la plus faible résistance à la corrosion dans les bains de bouche Hexa<sup>®</sup> (pH 4,6) et Hexide<sup>®</sup> (pH 4,4). Par contre, les alliages Ni-Cr et Co-Cr présentent la meilleure résistance à la corrosion dans le bain de bouche Coxydil<sup>®</sup> (pH 7,1).
  - L'acidité de la solution a un effet négatif sur la résistance à la corrosion des alliages dentaires Ni-Cr et Co-Cr. La résistance à la corrosion diminue avec la réduction du pH de la salive artificielle à 2,5.
  - La température de la solution a un effet sur la résistance à la corrosion des alliages dentaires Ni-Cr et Co-Cr. La résistance à la corrosion des alliages Ni-Cr et Co-Cr diminue avec l'augmentation de la température de la salive artificielle à 37 °C.

---

A partir des résultats de l'analyse de surface par microscopie électronique à balayage de la présente étude, les principales conclusions de ce travail peuvent être résumées comme suit:

- Les micrographies des alliages Ni-Cr (Commend<sup>®</sup>, Kera NC<sup>®</sup> et Realloy N<sup>®</sup>) dans la salive artificielle montrent la présence de certains défauts qui peuvent être liées à la corrosion par piqûres.
- Les micrographies des alliages Co-Cr (Neobond II<sup>®</sup>, Kera 501<sup>®</sup> et PD Casta H<sup>®</sup>) montrent une corrosion par piqûres après immersion dans le bain de bouche Hexide<sup>®</sup>. La micrographie de l'alliage 4 all<sup>®</sup> montre une faible corrosion sur la surface après immersion dans le bain de bouche Hexa<sup>®</sup>.
- Les micrographies des alliages Ni-Cr et Co-Cr montrent une corrosion sur la surface après immersion dans la salive artificielle contenant de l'extrait de khat.
- Dans la salive acidifiée, les alliages Ni-Cr et Co-Cr montrent une corrosion par piqûres distribuée à différentes zones.
- Les résultats de l'analyse de surface confirment les résultats obtenus des courbes de polarisation potentiodynamique et les diagrammes d'impédance électrochimique.

Sur la base des résultats obtenus dans cette étude, notre conseil s'orienterait vers les recommandations suivantes:

- Eviter le khat à mâcher chez les porteurs de couronnes, de bridges et de prothèses amovibles métalliques en alliages Ni-Cr et Co-Cr car la composition du khat accélère la corrosion de ces alliages et pendant les processus de corrosion les ions métalliques libérés peuvent causer des allergies ou même certaines maladies.
- Eviter l'augmentation de la température buccale et réduire la prise d'aliments acides qui favorisent la corrosion alliages Ni-Cr et Co-Cr chez les porteurs de couronnes, de bridge ou de prothèses amovibles métalliques en alliages Ni-Cr et Co-Cr.

- 
- Les résultats de cette étude devront aider les praticiens dans la prescription des bains de bouche pour les porteurs de couronnes, de bridges et/ ou de prothèses amovibles en alliages Ni-Cr et Co-Cr. Notre conseil pour les porteurs de prothèses fixées et /ou amovibles en alliages Ni-Cr et Co-Cr est de recommander les bains de bouche dont le pH est neutre.

### **Etudes perspectives :**

Pour compléter notre recherche sur la résistance à la corrosion des alliages des prothèses dentaires, nous envisageons dans une prochaine perspective de procéder comme suit :

- Étudier la composition de la surface des alliages des prothèses dentaires avant et après immersion dans la solution de test en utilisant la microanalyse par sonde électronique.
- Une étude au spectromètre de masse à plasma à couplage inductif (ICP-MS) pour déterminer les concentrations des ions métalliques des alliages libérées dans la salive artificielle.
- Un nombre d'analyses chimiques supplémentaires des extraits de Khat seront menées pour isoler et caractériser les principes actifs responsables de l'activité de la corrosion.
- Étudier les propriétés mécaniques et physiques des alliages dentaires après utilisation du khat et en présence des bains de bouche.

---

**REFERENCES**  
**BIBLIOGRAPHIQUES**



---

## REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] M. A. Ameer, E. Khamis, M. Al-Motlaq. Electrochemical behavior of recasting Ni-Cr and Co-Cr non- precious dental alloys. *Corrosion Science* 2004; 46: 2825- 2836.
- [2] Williams DF. *Definitions in Biomaterials*. Proceeding of a Consensus Conference of the European Society for Biomaterials. Chester, England. March; 1986.
- [3] Arvideon K, Cottler-Fox M, Friberg V. Cytotoxic effect of Co-Cr alloys on fibroblast derived from human gingival. *Sc and J Dent Res* 1986; 95:356-63.
- [4] Lin Sun Z, Wataha JC, Hanks CT. Effects of metal ions on osteoblast like cel metabolism and differentiation. *J Biomed Mater Res* 1997; 34: 29-37.
- [5] Craig RG, powers JM, Wataha JC. *Dental materials, properties and manipulation*. 7<sup>th</sup> ed. St Louis: Mosby- Year book Inc, 2000 p.231-233.
- [6] Meyer JM, Reclaru L. Electrochemical determination of the corrosion resistance of noble Dental casting alloys. *J. Mat Sci -Mat in Medicine* 1995; 6: 534-540.
- [7] Lison D, Buchet JP, Hoet P. Toxicity of tungsten. *The Lancet* 1997; 349: 59-61.
- [8] Pariente JL, Bordenave I, Bareille R, Ohayon- Courtes C, Baquey C, Gaillou M. In vitro cytocompatibility of radio-opacifers used in ureteral endoprothesis. *Biomaterials* 1999; 20: 523-527.
- [9] Shahla MD, Afsaneh S, Mehdi, Morteza O, Shiva, Maryam O. Ion release from orthodontic brackets in 3 mouthwashes: An in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011; 139:730-734.
- [10] Vahey JW, Simonian PT, Conrad EU. Carcinogenicity and metallic implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995; 24:319-324.
- [11] Jacobs jj, Gilbert JL, Urbon RM. Corrosion of metal orthopaedic implants. *J Bone Joint Surg* 1998; 80A:268-282.

- 
- [12] Staffolain N, Damiani F, Lilli C. Ion release from orthodontic appliances. *J Dent* 1999; 27(6):449-454.
- [13] Tracana RB, Sousa JB, Carvalho GS. Mouse inflammatory response to stainless steel corrosion products. *J Mater Sci: Mater Med* 1994; 5:596-600.
- [14] Johansson B., Lemons JE, Hao SQ. Corrosion of dental copper, nickel and gold alloys in artificial saliva and saline solution. *Dent. Mater.* 1989;5: 324-328.
- [15] Mezger PR., Stols ALH., Vrijhoef MMA, Greener EH. Metallurgical aspects and corrosion behavior of yellow low-cold alloys. *Dent. Mater.* 1989; 5: 350-354.
- [16] Morris, Harold F. Veterans administration cooperative studies project No. 147. Part IV: Biocompatibility of base metal alloys *J. Prosthet. Dent.*, 1987;58: 1-4.
- [17] Bergman M, Bergman B, Söremark RR. Tissue accumulation of nickel released due to electrochemical corrosion of non-precious dental casting alloys. *J. Oral. Rehabil.*, 1980;7: 325-330.
- [18] Huang HH. Effect of chemical composition on the corrosion behavior of Ni - Cr - Mo dental casting alloys. *J Biomed Mater Res.* 2002; 60:458-465.
- [19] Huang HH. Surface characterization of passive film on Ni - Cr based dental casting alloys. *Biomaterials.* 2003; 24: 1575-1582.
- [20] Bayramoglu G, Alemdaroglu T, Kedici S, Aksut AA. The effect of pH on the corrosion of dental metal alloys. *J Oral Rehabil.* 2000; 27: 563-575.
- [21] Renata Poljak-Guberina, Dubravka Knezovic-Zlataric, Marina Katunaric. Dental Alloys and Corrosion Resistance. *Acta Stomat Croat* 2002; 36: 447-450.
- [22] Kassie F, Darroudi F, Kundi M, Schulte - Hermann R, Knasmüller S. Khat (*Catha edulis*) consumption causes genotoxic effects in humans. *International Journal of Cancer* 2001; 92: 329-332.
- [23] Al-Motarreb A, Baker K, Broadley KJ. Khat: pharmacological and medical aspects and its social use in Yemen. *Phytotherapy Research* 2002;16:403-413.

- 
- [24] Feyissa AM, Kelly JP. A review of the neuropharmacological properties of khat. *Progress in Neuro-Psychopharmacology and Biological Psychiatry* 2008;32:1147-1166.
- [25] Dimba EAO, Gjertsen BT, Bredholt T, Fossan KO, Costea DE, Francis GW. Khat (*Catha edulis*)-induced apoptosis is inhibited by antagonists of caspase-1 and -8 in human leukaemia cells. *British Journal of Cancer* 2004;91:1726-1734.
- [26] Geisshüsler S, Brenneisen R. The content of psychoactive phenylpropyl and phenylpentenyl khatamines in *Catha edulis* Forsk. *Journal of Ethnopharmacology* 1987;19:269-27.
- [27] Kalix P. Pharmacological properties of the stimulant khat. *Pharmacology & Therapeutics* 1990; 48: 397- 416
- [28] Hattab FN, Angmar - Manssor B. Fluoride content in Khat (*Catha edulis*) chewing leaves. *Arch Oral Biol* 2000; 45: 253-255.
- [29] Schorno X, Steinegger E. CNS active phenylpropanolamines of catha edulis of Kenyan origin. *Experientia* 1979;35:572-574.
- [30] Sporkert F, Pragst F, Bachus R, Masuhr F, Harms L. Determination of cathinone, cathine and norephedrine in hair of Yemenite khat chewers. *Forensic Science International* 2003;133:39-46.
- [31] Reine Bareille, Charles Baquey, Michel le guillou. Biocompatibilité des sondes et endoprothèses utilisées en urologie. *Progrés en urologie* 1998 ; 8:181-187.
- [32] Mansouri Naima. Contribution a l'étude du comportement mécanique des prothèses dentaires totales. Thèse de master, Faculté des Sciences de l'ingénieur, Université de Batna, Algérie. 2009.
- [33] K. Matsuzaka, M. Yoshinari, M. Shimono and T. Inoue. Effect of multigrooved surfaces on osteoblast-like cells in vitro : scanning electron microscope observation and mRNA expression of osteopontin and osteocalin. *Journal of Biomedical Materials Research* 2004 :60A :227-234.



- 
- [34] Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, and Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969 ;3: 81-100.
- [35] Passuit Norbbert. Les biomatériaux. Fondation pour la recherche médicale.
- [36] B.D. Ratner, New ideas in biomaterials science - A path to engineered biomaterials. *J. Biomed. Mater. Res.* 1993;27: 857-850.
- [37] Exbrayat P. Question C.E.S.: la biocompatibilité des matériaux dentaires. *Journal de Biomatériaux Dentaires* 1998 ;13:177-202.
- [38] Ya-Wu Wang, Fei Yang, Qiong Wu, Yin-chung Cheng, Peter H.F. Yu, Jinchun Chen, Guo - Qiang Chen . Effect of composition of poly (- hydroxybutyrate - co -3 - hydroxyhexanoate) on growth of fibroblast. *Biomaterials*, 2005; 26 :755-761.
- [39] Hench LL. “Bioactive Glasses and Glass. Ceramics: A Perspective”, in *Handbook of Bioactive Ceramics*, Eds. Yamamuro T., Hench L. L., Wilson J., CRC Press, Boca Raton, 1990;1:7-39.
- [40] B. Feng, J. Weng, B. C. Yang, S.X. Qu, X.D. Zhang. Characterization of titanium surfaces with calcium and phosphate and osteoblast adhesion. *Biomaterials* 2004; 25 :3421-3428.
- [41] Jacobs JJ, Gilbert JL, Urban RM. Corrosion of metal orthopaedic implants. *J Bone Joint Surg Am* 1998; 80:268–282.
- [42] Deepti Upadhyay, Manoj A. Panchal , R.S. Dubey , V.K. Srivastava. Corrosion of alloys used in dentistry. A review *Materials Science and Engineering* 2006; 432 A: 1-11.
- [43] M.G. Fontana. *Corrosion Engineering*, third ed. McGraw-Hill Book Company, New York, 1987.
- [44] J. Benard, A. Michel, J. Philibert et J. Talbot. *Métallurgie générale*. Paris : Masson, 1984 : Deuxième édition.

- 
- [45] F. Dabosi, G. Beranger, B. Baroux. Corrosion localisées, les éditions de physique (Avenue du Hoggar, Zone industrielle de Courtaboeuf) 305(1987).
- [46] V. Nobel. Etude du mécanisme d'action du monofluorophosphate de sodium comme Inhibiteur de la corrosion des armatures métalliques dans le béton. Thèse Docteur de L'université de Paris 6- Université pierre et marie curie. 2004.
- [47] D.A. Jones. Principles and Prevention of Corrosion, second ed. Prentice Hall, NJ, 1996.
- [48] Amal Sabia. Effets galvaniques des alliages prothétiques. Thèse de Doctorat de 2<sup>ème</sup> cycle, Université Mohammed V- Souisi, Faculté de Médecine Dentaire, Rabat, Maroc. 2011.
- [49] J. Brugirard. Etude du comportement électrochimique des métaux et alliages dentaires. Paris : Julien Prélat : 1974.
- [50] J.-J. Guyonnet, R. Esclassan, G. Gregoire. Electrogalvanisme buccal. Encyclopédie médico-chirurgicale 2008; 23-063-D-10.
- [51] H. Martinez, P. Renault, G. Georges-Renault, L. Pierrisnard, T. Rouach. Les implants : Chirurgie et prothèse. Choix thérapeutique stratégique. Paris : Editions CdP 2008.
- [52] N. Le bozec. Réaction de réduction de l'oxygène sur les aciers inoxydables en eau de mer naturelle. Influence du biofilm sur les processus de corrosion. Thèse de Doctrat, Université de Bretagne Occidentale, France. 2000.
- [53] Mahmoudi Sana. Etude comparative entre deux métaux passifs en milieux neutre, alcali et acide: un acier inoxydable 304L et un alliage de titane Ti6Al4V. Thèse de Master de Université Mentouri-Constantine, Algérie. 2008.
- [54] J. Benard, A. Michel, J. Philibert, J. Talbot. Métallurgie générale, Masson, 1969. mplants : Chirurgie et prothèse. Choix thérapeutique stratégique. Paris : Editions CdP 2008.
- [55] EW. Skinner, RW. Phillips. Science des matériaux dentaires. Paris : Prélat, 1971.
- [56] B. Vidailhet, O. Robin, A. Polo, P. Bravetti, P. Mahler. Salivation. Encyclopédie médico-chirurgicale 2000; 22-008-A-05.

- 
- [57] Y. Simonpaoli. Manuel de technologie de prothèse. Paris : Masson, 1991.
- [58] G. Burdairon. Abrégé des biomatériaux dentaires. Paris : Masson, 1990.
- [59] Bath-Balogh M, Fehrenbach MJ. Illustrated dental embryology, histology and anatomy. Philadelphia :WB Saunders, 1997 : 149-154.
- [60] Rouviere H. Anatomie humaine : descriptive, topographique et fonctionnelle. In: Delmas A éd. Paris : Masson, 1974 : 446-453.
- [61] Azerad J. Salivation. In : Physiologie de la mastication. Paris : Masson, 1992: 69-100.
- [62] Shern RJ, Fox PC, Cain JL, Li SH. A method for measuring the flow of saliva from the minor salivary glands. J Dent Res 1990 ; 69: 1146-1149.
- [63] Bradley RM. Salivary secretion. In : Getchell TV ed. Smell and taste in health and disease. New York : Raven Press, 1991.
- [64] W. Rerhrhaye, N. Merzouk, F. Zaoui, E. Aalloula. La corrosion biologique des alliages orthodontiques. Web Journal Dentistry.
- [65] J-M. Cheylan, C. Archien. Biocompatibilité des métaux, alliages et céramiques dentaires. Réalités cliniques 2005; 16(2) :169-176.
- [66] G. Le Breton : Traité de sémiologie et clinique odonto-stomatologique. Paris : Editions CdP : 1997.
- [67] Mohammedbirhan Abdulwaheb, Eyasu Makonnen, Asfaw Debella, Dawit Abebe. Effect of *Catha edulis* foresh (khat) extracts on male rat sexual behavior. Journal of Ethnopharmacology 2007; 110: 250–256.
- [68] Félix Carvalho. The toxicological potential of khat. Journal of Ethnopharmacology 2003; 87: 1-2.
- [69] Hill CM, Gibson A. The oral and dental effects of q'at chewing. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1987; 63: 433-436.
- [70] Kennedy JG, Teague J, Rokaw W, Cooney E. A medical evaluation of the use of qat in North Yemen. Society Science and Medicine, 1983; 17; 783-793.

- 
- [71] Dechassa L. Khat (*Catha edulis*): Botany. Distribution, Cultivation, Usage and Economics in Ethiopia. UN Emergencies Unit for Ethiopia, Addis Ababa, 2001.
- [72] Elmi As. Khat: Effects of khat on resting and fatigued subjects. Proceedings of an International Conference in Khat. Antanararivo, Madagascar, Jan 1983, 153-158.
- [73] Abdulselam A, Jian-Kai Z, Xue-Feng Y. Solid phase microextraction of flavour analysis in Harari chat. Journal of Zhejiang University of science 2004; 5: 428-431.
- [74] John Fitzgerald. Khat: a literature review. Centre for Culture Ethnicity & Health. March 2009.
- [75] Leen Al-Mugahed. Khat chewing in Yemen: turning over a new leaf: Khat chewing is on the rise in Yemen, raising concerns about the health and social consequences. Bulletin of the World Health Organization October 2008; 86 (10):741-742.
- [76] CHEVALIER, A. "Les Cat's d'Arabie, d'Abyssinie et d'Afrique orientale Revue de Botanique Appliquée et d'Agriculture Tropicale 1949 ; 29: 413-417.
- [77] Burton, Richard. First Footsteps in East Africa. 1856 ISBN 1- 4191 – 1982 - 6.
- [78] Libermn Mark . "Language relationships: Families, grafts, prisons". Basic Reference. pittsburgh, USA: University Pennsylvania Academics. 2003; 28: 217–229.
- [79] Cox G, Rampes H. Adverse effects of khat: A review. Adv Psychiatr Treatm 2003;9:456-463.
- [80] Nencini P, Ahmed AM. Khat consumption: a pharmacological review. Drug Alcohol Depend 1989;23:19-29.
- [81] Kalix P, Braenden O. Pharmacological aspects of the chewing of khat leaves. Pharmacol Rev 1985;37:149-164.
- [82] Raman R. *Catha edulis* Forsk, Geographical Dispersal, Botanical, Ecological and Agronomical Aspects with Special References to Yemen Republic. PhD Thesis, University of Gottingen: Germany. 1983.

- 
- [83] Ephrem Tilahun. Determination of trace metals in commercially available Khat (*Catha edulis* Forsk) in Addis Ababa. Master Thesis, Addis Ababa University, Ethiopia. 2009.
- [84] Al-Motarreb A, Al-Kebisi M, Al-Adhi B, Broadley KJ. Khat chewing and acute myocardial infarction. *Heart* 2002;87:279-80.
- [85] Saha S, Dollery C. Severe ischaemic cardiomyopathy associated with chat chewing. *J R Soc Med*, 2006, 99:316–318.
- [86] Michael Odenwald, Frank Neuner, Maggie Schauer, Thomas Elbert, Claudia Catani, Birke Lingenfelder, Harald Hinkel, Heinz Häfner, Brigitte Rockstroh. Khat use as risk factor for psychotic disorders: A cross-sectional and case-control study in Somalia. *BMC Medicine* 2005; 3(5): 1-10.
- [87] F. N. Hattab, N. Al-Abdulla. Effect of Khat Chewing on General and Oral Health. *dental News*, Volume VIII, Number II, 2001 , Oral Medicine 33-35.
- [88] Mulatu E. Kassa H. Evolution of Smallholder Mixed Farming Systems In the Harar Highlands of Ethiopia: The Shift Towards Trees and Shrubs. Alemaya University, Ethiopia 1998.
- [89] Brenneisen R, Fisch HU, Koelbing U, Geisshüsler S, Kalix P. Amphetaminelike effects in humans of the khat alkaloid cathinone. *Br J Clin Pharmacol* 1990; 30: 825-828.
- [90] Giannini AJ and Castellani S. Amanic-like psychosis due to Khat (*Catha edulis forsk*). *J. Toxicol. Clin. Toxicol.* 1982; 19:455-459.
- [91] WHO expert committee on drug dependence. Thirty-fourth Report. WHO Technical Report Series 942. World Health Organisation : Geneva 2006.
- [92] Halbach H. Medical aspects of the chewing of Khat leaves. *Bull. Wld Hlth. Org* 1972; 47: 21-29.
- [93] El-Shoura SM, Abdel Aziz M, Ali et al. Deleterious effects of Khat addiction on semen parameters and sperm ultrastructure. *Hum Reprod* 1995; 10: 2295-2300.

- 
- [94] Rosenzweigh KA, Smith P. Periodontal health in various ethnic groups in Israel. J Periodontal Res 1966; 1:256-259.
- [95] Aiman A A. Qat habit in Yemen society: a causative factor for oral periodontal diseases. International Journal of Environmental Research and Public Health 2007; 4: 243-247.
- [96] Mengel R, Eigenbrodt M, Schunemann T, Flores-de-Jacoby L. Periodontalmstatus of a subject sample of Yemen. Journal of Clinical Periodontology 1996; 23: 437-443.
- [97] Ali AA, Al-Sharabi AK, Aguirre JM, Nahas R.: A study of 342 oral keratotic white lesions induced by takhzeen al-qat among 2500 Yemeni. J Oral Pathol Med 2004; 33: 368-372.
- [98] Nasr AH, Khatri ML. Head and neck squamous cell carcinoma in Hajjah, Yemen. Saudi Medical Journal 2000; 21: 565-568.
- [99] Soufi HE, Kameswaran M, Malatani T. Khat and oral cancer. The Journal of Laryngology & Otology 1991; 105: 643-645.
- [100] Abdul-Hamid G, Saeed NM, Al-Kahiry W, Shukry S. Pattern of head and neck cancer in Yemen. Gulf Journal of Oncology 2010; 7: 21-24.
- [101] Craig Murdoch, Hesham Abdul Aziz, Hsin-Yu Fang, Hussun Jezan, Raga Musaid, Munitta Muthana. Khat (*Catha edulis*) alters the phenotype and anti-microbial activity of peripheral blood mononuclear cells. Journal of Ethnopharmacology 2011; 138: 780-787.
- [102] Lukandu OM, Costea DE, Neppelberg E, Johannessen AC, Vintermyr OK. Khat (*Catha edulis*) induces reactive oxygen species and apoptosis in normal human oral keratinocytes and fibroblasts. Toxicology Science 2008; 103: 311-324.
- [103] Hattab FN, Qudeimat MA, Al-Rimawi HS. Dental discoloration: an overview. J Esthet Dent 1999; 11:292-311.

- 
- [104] Noam Yarom, oel Epstein, Harel Levi, Dalit Porat, Eliezer Kaufman, Meir Gorsky. Oral manifestations of habitual khat chewing: a case-control study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010; 109: e60-e66.
- [105] Maha A. Al Shiekh Eid and Sulaiman Ali Alharbi. Bacterial Endotoxin Released by Different Types of Mouthwash. *World Applied Sciences Journal* 2012; 20: 305-309.
- [106] Mandel ID. Chemotherapeutic agents for controlling plaque and gingivitis. *J Clin Periodontol* 1988;15:488–98.
- [107] Van Zyl AW, Van Heerden WFP. Mouthwash: A review for South African health care workers. *SA Fam Pract* 2010; 52(2): 121-127.
- [108] Fischman, Stuart L. "The history of oral hygiene products: How far have we come in 6000 years?". *Periodontology* 2000. 1997; 15: 7-14.
- [109] Shifman A, Orenbuc, S, Rosenberg. "Bad breath a major disability according to the Talmud". *The Medical Association journal* 2002; 4 (10): 843-845.
- [110] Budtz-Jørgensen E, Løe H. "Chlorhexidine as a denture disinfectant in the treatment of denture stomatitis". *Scandinavian journal of dental research* 1972; 80 (6): 457-64.
- [111] Rosenberg M, Gelernter I, Barki M, Bar-Ness R. "Day-long reduction of oral malodor by a two-phase oil: water mouthrinse as compared to chlorhexidine and placebo rinses". *Journal of periodontology* 1992; 63 (1): 39-43.
- [112] John Toedt, Darrell Koza, Kathleen Van Cleef-Toedt. Chemical composition of everyday products (illustrated ed.), Greenwood Publishing Group, 2005; p. 48-49.
- [113] Ribeiro L, Hashizume L, Maltz M. The effect of different formulations of chlorhexidine in reducing levels of mutans streptococci in the oral cavity: A systematic review of the literature". *Journal of Dentistry* 2007; 35 (5): 359-370.
- [114] Levy, SM. An update on fluorides and fluorosis. *Journal Canadian Dental Association* 2003; 69 (5): 286-291.

- 
- [115] Stoeken Judith E, Paraskevas Spiros, Van Der Weijden Godefridus A. "The Long-Term Effect of a Mouthrinse Containing Essential Oils on Dental Plaque and Gingivitis: A Systematic Review". *Journal of Periodontology* 2007; 78: 1218-1228.
- [116] Giertsen E, Emberland H, Scheie A. "Effects of Mouth Rinses with Xylitol and Fluoride on Dental Plaque and Saliva". *Caries Research* 1999; 33 (1): 23-31.
- [117] Rosenberg Mel. *The Science of Bad Breath*. *Scientific American* 2002; 286 (4): 72-79.
- [118] Scully C, Field EA, Randall C. Over-the-counter remedies for oral soreness. *Periodontol* 2000. 2008; 48: 76-84.
- [119] Moran JM. Home-use oral hygiene products: mouthrinses. *Periodontol* 2000. 2008; 48: 42-53.
- [120] Scully C, Greenman J. Halitosis (breath odor). *Periodontol* 2000. 2008; 48: 66-75.
- [121] West NX, Moran JM. Home-use preventive and therapeutic oral products. *Periodontol* 2000. 2008; 48: 7-9.
- [122] Eveson JW. Xerostomia. *Periodontol* 2000. 2008; 48: 85-91.
- [123] Lang NP, Tan WC, Krahenmann MA, Zwahlen M. A systematic review of the effects of full-mouth debridement with and without antiseptics in patients with chronic periodontitis. *J Clin Periodontol* 2008; 35: 8-21.
- [124] Milstone AM, Passaretti CL, Perl TM. Chlorhexidine: expanding the armamentarium for infection control and prevention. *Clin Infect Dis* 2008; 46: 274-281.
- [125] Renvert S, Roos-Jansaker AM, Claffey N. Non-surgical treatment of peri-implant mucositis and peri-implantitis: a literature review. *J Clin Periodontol* 2008; 35: 305-315.
- [126] Loe H, Schiott CR. The effect of mouthrinses and topical application of chlorhexidine on the development of dental plaque and gingivitis in man. *J Periodontal Res* 1970; 5: 79-83.



- 
- [127] Harbison MA, Hammer SM. Inactivation of human immunodeficiency virus by Betadine products and chlorhexidine. *J Acquir Immune Defic Syndr* 1989; 2: 16-20.
- [128] Suci PA, Tyler BJ. Action of chlorhexidine digluconate against yeast and filamentous forms in an early-stage *Candida albicans* biofilm. *Antimicrob Agents Chemother* 2002; 46: 3522-3531.
- [129] Arweiler NB, Netuschil L, Reich E. Alcohol-free mouthrinse solutions to reduce supragingival plaque regrowth and vitality. A controlled clinical study. *J Clin Periodontol* 2001; 28: 168-174.
- [130] Camile S Farah, Lidija McInosh, Michael J McCullough, Mouthwashes. *Aust Prescr* 2009; 32: 162-164.
- [131] Marinho VCC, Higgins JPT, Logan S, Sheiham A. Fluoride mouthrinses for preventing dental caries in children and adolescents. *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2003, Issue 3. Art. No.: CD002284. DOI: 10.1002/14651858. CD002284.
- [132] Fine DH, Furgang D, Sinatra K, Charles C, McGuire A, Kumar LD. In vivo antimicrobial effectiveness of an essential oil-containing mouth rinse 12 h after a single use and 14 days' use. *J Clin Periodontol* 2005; 32: 335-40.
- [133] Sharma N, Charles CH, Lynch MC, Qaqish J, McGuire JA, Galustians JG, et al. Adjunctive benefit of an essential oil-containing mouthrinse in reducing plaque and gingivitis in patients who brush and floss regularly: a six-month study *J Am Dent Assoc* 2004; 135: 496-504.
- [134] Harold Ellis. Anatomy of the salivary glands. *Surgery (Oxford)* 2012 ; 30: 569-572.
- [135] Viennot S., Malquarti G., Allard Y., Pirel C. Différents types de bridges. *Odontologie* 2005; 23-270-A-20.
- [136] Catherine Tomicic, Julien Plojoux, Olivier Schmid, Olivier Comte. Cours de choix des matériaux, EPFL, 2003.
- [137] R. Ogolnik, M. Vignon, F. Taib. Prothèse fixée. Principes et pratiques. Paris :

---

Masson : 1993.

- [138] S. Debard. L'électro galvanisme buccal. Editions D.H.T.M. 1998.
- [139] P. Mouslin, E. Soffer, JY Doukhan. Alliages précieux en odontologie. Encyclopédie médico-chirurgicale 2002; 23-065-P-10.
- [140] D. Muster, JL. Vouillot, JH. Dubruille. Biomatériaux, biomatériels et bio-ingénierie en chirurgie orale et maxillofaciale. Encyclopédie médico-chirurgicale 1999; 22-014-F-10.
- [141] O.L. Bezzon. Allergic sensitivity to several base metals: A clinical report. Journal of prosthetic dentistry 1993; 69: 243-244.
- [142] H. Guimond. Initiation à la prothèse partielle amovible en médecine dentaire : Constantes et développements récents. (French Edition) Paperback - May, 1984.
- [143] Association report. Titanium applications in dentistry. J Am Dent Assoc 2003; 134 (3) : 347-349.
- [144] J.- M. Meyer. Le titane en dentisterie : quels développements jusqu'à ce jour ? J. Biomater. Dent 1993; 8: 5-30.
- [145] Walter M, Reppel PD, Boning K, Freesmeyer WE. Six-year followup of titanium and high-gold porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures. J Oral Rehabil 1999; 26: 91-96.
- [146] Rizzo AA. Proceedings of the consensus development conference on dental implants. J Dent Educ 1988;52 (special issue):677-827.
- [147] G. Burdairon, J.P. Attal, P. Moulin, F. Cohen. Le titane et ses alliages en prothèse. Perspectives. Les cahiers de prothèse 1993; 81: 91-102.
- [148] Y. Combres. Métallurgie et recyclage du titane et de ses alliages. Traité matériaux métalliques 1997; M8: M 2355.

- 
- [149] T. Degorce. Actualités et perspective du titane en odontologie : propriétés et applications cliniques. *Information dentaire*. 1994;76 (24): 2057 -2064.
- [150] T. Degorce. Actualités et perspective du titane en odontologie : Mise en forme du matériau. *Information dentaire* 1994; 76 (26) : 2257-2264.
- [151] B. Kurdyk. De l'usage du titane en prothèse dentaire Paris 1997;16:1073-1081.
- [152] B. Kurdyk. Le titane en prothèse composite. *Les cahiers de prothèse* 1996; 93;72-80.
- [153] B. Kurdyk, V. Jonquard. A propos d'un cas d'allergie au chrome-cobalt. Apport du biomatériau titane. *Rev. Odontot. Stomat Rev Odont Stomat* 2002; 31: 213-222 .
- [154] B. Nekrassov, A. Eliner. *Chimie minérale*. Editions Mir : 1969.
- [155] N. Nikolaiev. *Chimie moderne*. Editions Mir: 1974.
- [156] B. Kurdyk, M. Morenas, D. Bush. Les différents alliages utilisés en prothèse amovible partielle. *Réalités cliniques* 1995; 6 (4): 485-492.
- [157] G. Palaghias, G. Eliades, G. Vougiouklakis. In vitro corrosion behavior of gold plated versus titanium dental retention pins. *The journal of prosthetic dentistry* 1992;67 (2): 194-198.
- [158] S. Canay, N. Hersek, A. Culha, S. Bilgic. Evaluation of titanium in oral conditions and its electrochemical corrosion behavior. *J Oral Rehabil* 2000; 27(4): 361-366.
- [159] Toumelin-Chemla F. Propriétés électrochimiques des alliages métalliques utilisés en odontologie. *Encyclopédie médico-chirurgicale* 1998; 23-063-C-10.
- [160] Toumelin-Chemla F, Rouelle F, Burdairon G. : Corrosive properties of fluoride-containing odontologic gels against titanium. *J Dent*. 1996; 24:109-115.
- [161] O. Bertaud. Application de l'impédancemétrie à l'étude électrochimique des alliages dentaires. 17<sup>èmes</sup> Journée du collège français de biomatériaux dentaires. 2000; Vol 15: p 11.

- 
- [162] H. Huang, T. Lee. Electrochemical impedance spectroscopy study of Ti6Al4V alloy in artificial saliva with fluoride and/or bovine albumine. *Dental materials* 2005; 21 (8): 749-755.
- [163] Fovet Y, Gal JY, Toumelin-Chemla F. Influence of pH and fluoride concentration on titanium passivating layer: stability of titanium dioxide. *Talanta*. 2001; 26;53(5):1053-1063.
- [164] K. Elgali, H.F. Hildebrand, G. Hamme. Biocompatibilité du titane et de ses alliages. *Le chirurgien dentiste de France* 1989; 457: 35-39.
- [165] G. Grégoire, J.J. Guyonnet. Evaluation de la biocompatibilité des matériaux utilisés en odontologie : moyens et protocoles d'expérimentation. *Encyclopédie medico chirurgicale* 1991; 23-063-G-10.
- [166] Hildebrand HF, Veron C, Herlant-peers MC, Fernandez JP, Kerkaert JP. Conséquences biologiques de la présence d'ions métalliques dans la cavité buccale. *Rev. Odonto Stomato.*, 1984; 13: 41-56.
- [167] J-E. Heraud, R. Signoret. De l'allergie au titane en odontologie. *Information dentaire* 1997; 79 (16): 1083-1085.
- [168] Pfeiffer KM, Brennwald J, Buchler U, Hanel D, Jupiter J, Lowka K, Mark J, and Staehlin P. Implants of pure titanium for internal fixation of the peripheral skeleton. *Injury* 1994; 25: 87-89.
- [169] Zitter H, and Plenk H. The electrochemical behavior of metallic implant materials as an indicator of their biocompatibility. *J Biomed Mater Res* 1987; 21: 881-896.
- [170] J. Rouet. Prothèse dentaire squelettique. 2<sup>ème</sup> édition, 3<sup>ème</sup> tirage, 1980.
- [171] M. Goldberg. Risques d'intoxication et allergie aux biomatériaux en pratique dentaire. *Encyclopédie médico-chirurgicale* 1997; 23-841-C-10.
- [172] J.-M. Meyer, M. Degrange. Alliages nickel-chrome et cobalt-chrome pour la prothèse dentaire. *Encyclopédie médico-chirurgicale* 1992; 23-065-T-10.

- 
- [173] U. Hillen, M. Haude, R. Erbel, M. Goos. Contact allergies to metal components of the 316L steel in patients with coronary heart disease. *Mat.-wiss. u. Werkstofftech* 2002; 33: 747 -750.
- [174] R. Strietzel. Des alliages cobalt - chrome pour couronnes et bridges ?
- [175] F. Toofenetti. L'odontologie conservatrice. Atlas pratique. Paris : Editions S.N.P.M.D : 1985.
- [176] K. Quan Luu, R.T. Walker. Corrosion d'un tenon en alliage non précieux. *Clinic odontologia* : 1992; 13(4): 289-292.
- [177] M. Kuwata. Théorie et pratique des restaurations céramo-métalliques. Paris : Editions CdP : 1982.
- [178] J.H. Qiu. Passivity and its breakdown on stainless steels and alloys. *Surf. Interface Anal.* 2002; 33: 830-833.
- [179] M.L. Pereira, A.M. Abreu, J.P. Sousa, G.S. Carvalho. Chromium accumulation and ultrastructural changes in the mouse liver caused by stainless steel corrosion products. *J. Mater. Sci.- Mater. Med.* 1995; 6: 523-527.
- [180] O.F. Bertrand, R. Sipehia, R. Mongrain, J. Rodes, J.C. Tardif, L. Bilodeau, G. Coté, M.G. Bourassa. Biocompatibility aspects of new stent technology. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1998; 32: 562-571.
- [181] M. Assad, N. Lemieux, C.H. Rivard, L.H. Yahia. Comparative in vitro biocompatibility of nickel-titanium, pure nickel, pure titanium and stainless steel: Genotoxicity and atomic absorption evaluation. *Bio-Med. Mater. Eng.* 1999; 9: 1-12.
- [182] S.A. Brown, L.J. Farnsworth, K. Merritt, T.D. Crowe. In vitro and in vivo metal ion release. *J. Biomed. Mater. Res.* 1988; 22: 321-338.
- [183] K. Merritt, S.A. Brown, N.A. Sharkey. The binding of metals salts and corrosion products to cells and proteins in vitro. *J. Biomed. Mater. Res.* 1984; 18: 1005-1015.

- 
- [184] S.A. Brown, K. Zhang, K. Merritt, J.H. Payer. In vivo transport and excretion of corrosion products from accelerated anodic corrosion of porous coated F75 alloy. *J. Biomed. Mater. Res.* 1993; 27: 1007-1017.
- [185] K. Merritt, S.A. Brown, NA. Sharkey. Blood distribution of nickel, cobalt, and chromium following intramuscular injection into hamsters. *J. Biomed. Mater. Res.* 1984; 18: 991-1004.
- [186] K. Merritt, T.D. Crowe, S.A. Brown. Elimination of nickel, cobalt and chromium following repeated injections of high dose metal salts. *J. Biomed. Mater. Res.* 1989; 23: 845-862.
- [187] R.B. Tracana, M.L. Pereira, A.M. Abreu, J.P. Sousa, G.S. Carvalho. Stainless steel corrosion products cause alterations on mouse spleen cellular populations. *J. Mater. Sci. - Mater. Med.* 1995; 6: 56-61.
- [188] A. Bartolozzi, J. Black. Chromium concentrations in serum, blood clot and urine from patients following total hip arthroplasty. *Biomaterials* 1985; 6: 2-8.
- [189] J. Black, E.C. Maitin, H. Gelman, D.M. Morris. Serum concentrations of chromium, cobalt and nickel after total hip replacement: A six month study. *Biomaterials* 1983; 4: 160-164.
- [190] S.A. Brown, K. Merritt. Biocompatibility, metal ions, and corrosion products, in: *Materials and processes for medical devices conference, Anaheim, Calif. USA, 2004* p. 172-175.
- [191] K. S. Kasprzak, F.W. Sunderman, K. Salnikow. Nickel carcinogenesis. *Mutation Res.* 2003; 533: 67-97.
- [192] R. Shrivastava, R.K. Upreti, P.K. Seth, U.C. Chaturvedi. Effects of chromium on the immune system. *FEMS Imm. Med. Microbio.* 2002; 34: 1-7.
- [193] A. Schnuch, J. Geier, W. Uter, P.J. Frosch, W. Lehmacher, et al. National rates and regional differences in sensitization to allergens of the standard series. *Contact Dermatitis* 1997; 37: 200-209.

- 
- [194] L. Kanerva, T. Sipilainen-Malm, T. Estlander, A. Zitting, R. Jolanki, et al. Nickel release from metals, and a case of allergic contact dermatitis from stainless steel. *Contact Dermatitis* 1994; 31: 299-303.
- [195] K.J. Bundy. Corrosion and other electrochemical aspects of biomaterials. *Crit. Rev. Biomed. Eng. Field* 1994; 22: 139-251.
- [196] C.-C. Shih, C.-M. Shih, Y.-L. Chen, Y.-Y. Su, J.-S. Shih, et al. Growth inhibition of cultured smooth muscle cells by corrosion products of 316L stainless steel wire. *J. Biomed. Mater. Res.* 2001; 57: 200-207.
- [197] J.C. Wataha, C.T. Hanks, R.G. Craig. The in vitro effects of metals cations on eukaryotic cell metabolism. *J. Biomed. Mater. Res.* 1991; 25: 1133-1149.
- [198] J.C. Wataha, Z.L. Sun, C.T. Hanks, D.N. Fang. Effect of Ni ions on expression of intercellular adhesion molecule 1 by endothelial cells. *J. Biomed. Mater. Res.* 1997; 36: 145-151.
- [199] D. Beyersmann. Effects of carcinogenic metals on gene expression. *Toxicol. Lett.* 2002; 127: 63-68.
- [200] M. Costa, Z. Zhuang, X. Huang, S. Cosentino, C.B. Klein, et al. Molecular mechanisms of nickel carcinogenesis. *Sci. Total Envir.* 1994; 148: 191-199.
- [201] R.B. Hayes. The carcinogenicity of metals in humans. *Cancer Cause. Control.* 1997; 8: 371-385.
- [202] K.G. Brand. Do implanted medical devices cause cancer? *J. Biomater. Appl.* 1994; 8: 325-343.
- [203] R. Al subari, A. Bellaouchou, A. Guenbour, N. Merzouk, Influence of temperature and pH on corrosion behavior of Ni-Cr and Co-Cr dental alloys. *J Int Dent Med Res* 2013; 6: 9-14.
- [204] Fusayama T, Katayori T, Nomoto S. Corrosion of gold and amalgam placed in contact with each other. *J Dent Res* 1963; 42: 1183–1197.

- 
- [205] Meyer JM, Nally NJ. Influence of artificial salivas on the corrosion of dental alloys. *J Dent Res* 1975; 54: 678-684.
- [206] G. Mabileau, S. Bourdon, M.L. Joly-Guillou, R. Filmon, M.F. Baslé, D. Chappard. Influence of Fluoride, hydrogen peroxide and lactic acid on the corrosion resistance of commercially pure titanium. *Acta Biomaterialia* 2006; 2: 121-129.
- [207] Schiff N, Grosogeat B, Lissac M, Dalard F. Influence of fluoridated mouthwashes on corrosion resistance of orthodontic wires. *Biomaterials* 2004; 25: 4535-4542.
- [208] Huang HH, Chiu HY, Lee TH, Wu SC, Yang HW, Su KH, Hsu CC. Ion release from NiTi orthodontic wires in artificial saliva with various acidities. *Biomaterials* 2003; 24: 3585-3592.
- [209] Gal JY, Fovet Y, Adibe-Yadzi M. About a synthetic saliva for vitro studies. *Talanta* 2001; 53: 1103-1115.
- [210] Rassam Al subari, Nada Abdulwali, A Bellaouchou, A Guenbour, A Ben Bachir, Nadia Merzouk. Influence of chlorhexidine mouthwashes on corrosion resistance of Ni-Cr dental casting alloys. *J Int Dent Med Res* 2012;5 :67-72.
- [211] Aziz HA, Peh KK, Tan YT. Extraction and microencapsulation of khat: effects on sexual motivation and estradiol level in female rats. *The Journal of Sexual Medicine* 2009; 6: 682- 695.
- [212] J. Geis-Gerstorfer, K. H. Sauer, and K. P'assler, Ion release from Ni-Cr-Mo and Co-Cr-Mo casting alloys. *The International Journal of Prosthodontics* 1991; 4: 152-158.
- [213] Grimsdottir MR, Hensten-Pettersen A. Cytotoxic and antibacterial effects of orthodontic appliances. *Scand J Dent Res* 1993; 101: 229-231.
- [214] Schiff N, Grosogeat B, Lissac M, Dalard F. Influence of fluoride content and pH on the corrosion resistance of titanium and its alloys. *Biomaterials* 2002; 23: 1995-2002.
- [215] Leung VW, Darvell BW. Artificial salivas for in vitro studies of dental materials. *J Dent* 1997; 25: 475-484.



- 
- [216] Daniel Mareci, Romeu Chelariu, Doina-Margareta Gordin, Gina Ungureanu, Thierry Gloriant. Comparative corrosion study of Ti–Ta alloys for dental applications. *Acta Biomaterialia* 2009; 5: 3625-3639.
- [217] Banjaw MY, Schmidt WJ. Behavioural sensitisation following repeated intermittent oral administration of *Catha edulis* in rats. *Behavioral Brain Research* 2005; 156: 181-189.
- [218] Dimba EA, Gjertsen BT, Bredholt T, Fossan KO, Costea DE, Francis Gw, Johannessen AC, Vintermyr OK. Khat (*Catha edulis*)-induced apoptosis is inhibited by antagonists of caspase-1 and -8 in human leukaemia cells. *British Journal of Cancer* 2004; 91: 1726-1734.
- [219] Craig Murdoch, Hesham Abdul Aziz, Hsin-Yu Fang, Hussun Jezaan, Raga Musaid, Munitta Muthana. Khat (*Catha edulis*) alters the phenotype and anti-microbial activity of peripheral blood mononuclear cells. *Journal of Ethnopharmacology* 2011; 138: 780-787.
- [220] G. J. Ewers, E. H. Greener. The electrochemical activity of the oral cavity-a new approach. *J. Oral Rehab* 1985; 12: 469-476.
- [221] C. Gabrielli. Méthodes électrochimiques – Mesure d’impédances. *Traité analyse et caractérisation*, Avril 1994 pp. 2210.
- [222] Hicham Iken. Etude de la corrosion du graphite et des acier inoxydables en milieu phosphoriques. Thèse de Doctorat, Université Mohammed V- Agdal, Faculté des sciences de Rabat, Maroc. 2007.
- [223] Abdallah Guenbour. Etude de l’influence de l’abrasion sur la corrosion et la passivité des aciers inoxydables en milieu phosphoriques. Thèse de Doctorat de 3<sup>ème</sup> cycle, Université Mohammed V- Agdal, Faculté des sciences de Rabat, Maroc. 1989.
- [224] D. Mareci, A. Cailean, G. Ciurescu and D. Sutiman. Electrochemical Determination of the Corrosion Resistance of NiCr Dental Casting Alloys. *The Open Corrosion Journal* 2010; 3: 45-53.

- 
- [225] S. Ningshen, U. Kamachi Mudali. Hydrogen effects on pitting corrosion and semiconducting properties of nitrogen - containing type 316L stainless steel. *Electrochimica Acta* 2009; 54: 6374–6382.
- [226] D. Mareci, R. Chelariu, D. M. Gordin, G. Ungureanu, T. Gloriant. Comparative corrosion study of Ti–Ta alloys for dental applications. *Acta Biomaterialia* 2009; 5: 3625-3639.
- [227] N.D. Tomashov, G.P. Chernova, *Passivity and Protection of Metals Against Corrosion*, Plenum Press, New York, 1967.
- [228] U.R. Evans, *Metallic Corrosion, Passivity and Protection*, Edward Arnold and Co., London, 1946.
- [229] Rassam Al subari, M. Idrissi, M. Draoui, A. Bellaouchou, A. Guenbour and Nadia Merzouk. Corrosion Behavior Of Ni-Cr Dental Alloys In Artificial Saliva With Different Concentrations Of Khat Extracts. *Aust. J. Basic & Appl. Sci.* 2013 ;7 (9): 87-96.
- [230] Nada Abdulwali, Hamid Ennajih, Abdallah Guenbour, Abdelkbir Bellaouchou, R. Al subari, José Garcia Anton, El Mokhtar Essassi. Inhibition of mild steel corrosion in 1M hydrochloric acid by benzimidazolium bromide derivatives. *Aust. J. Basic & Appl. Sci.* 2013 ; 7(6): 1-8.
- [231] H. Zarrok, K. Al Mamari, A. Zarrouk, R. Salghi, B. Hammouti, S. S. Al-Deyab, E. M. Essassi, F. Bentiss, H. Oudda. Gravimetric and Electrochemical Evaluation of 1-allyl-1H-indole-2,3-dione of Carbon Steel Corrosion in Hydrochloric Acid. *Int. J. Electrochem. Sci.*, 2012 ; 7 :10338 -10357.
- [232] C. F. Malfatti, J. Z. Ferreira, C. T. Oliveira, E. S. Rieder and J.- P. Bonino. Electrochemical behavior of Ni–P–SiC composite coatings: Effect of heat treatment and SiC particle incorporation. *Materials and Corrosion* 2012 ; 63 : 36-43.
- [233] Molham Al- Habori, A. Al-Aghbari, M. Al-Mamary, M. Baker. Toxicological evaluation of *Catha edulis* leaves: a long term feeding experiment in animals. *Journal of Ethnopharmacology* 2002; 83: 209-217.

- 
- [234] Salim M. Abderrahman, Nabeel Modallal. Genotoxic Effects of *Catha edulis* (Khat) Extract on Mice Bone Marrow Cells. *Jordan Journal of Biological Sciences* 2008; 1: 165-172.
- [235] Schechter MD. Rats become acutely tolerant to cathine after amphetamine or cathinone administration. *Psychopharmacology* 1990; 101: 1261-1231.
- [236] Al-Habori M. The potential adverse effects of habitual use of *Catha edulis* (khat). *Expert Opinions on Drug Safety* 2005; 4: 1145-1154.
- [237] Alles GA, Fairchild DM, Jensen M. Chemical pharmacology of *Catha edulis*. *J Med Pharm Chem* 1960; 3: 323-352.
- [238] Widler P, Mathys K, Berenneisen R, Kalix P, Fisch HU. Pharmacodynamics and pharmacokinetics of Khat: a controlled study. *Clin Pharmacol Ther* 1994; 55: 556-562.
- [239] Hsin-Yi L, Bowers B, Wolanc JT, Caid Z, Bumgardner JD. Metallurgical, surface, and corrosion analysis of Ni-Cr dental casting alloys before and after porcelain firing. *Dental Materials* 2008; 24: 378-385.
- [240] Leinfelder KF. An evaluation of casting alloys used for restorative procedures. *J Am Dent Assoc* 1997; 128: 37-45.
- [241] Christopher MW, Richard MS, Garry JP, Alison JD. Corrosion of nickel-based dental casting alloys. *Dental Materials* 2007; 23: 714-723.
- [242] Anusavice KJ. In: Phillips' science of dental materials. 11th ed. London: Saunders; 2003. p. 594.
- [243] Roland Strietzel, Andreas Hosch, Horst Kalbfleisch, Dieter Buch. In vitro corrosion of titanium. *Biomaterials* 1998; 19: 1495-1499.
- [244] Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 223-234.

- 
- [245] Mjor IA, Christensen GJ. Assessment of local side effects of casting alloys. *Quintessence Int* 1993; 24: 343-351.
- [246] P. Prioteasa, N. Ibris, T. Visan. The influence of chemical nature on the corrosion behaviour of some dental alloys in Fusayama-Meyer artificial saliva. *Journal of Optoelectronics and Advanced Materials* 2007; 9: 3405-3410.
- [247] A. Kocijan, D. K. Merl, M. Jenko. The corrosion behaviour of austenitic and duplex stainless steels in artificial saliva with the addition of fluoride. *Corrosion Science* 2011; 53: 776-783.
- [248] C. Vasilescu, S.I. Drob, E.I. Neacsu, J.C. Mirza Rosca. Surface analysis and corrosion resistance of a new titanium base alloy in simulated body fluids. *Corrosion Science* 2012; 65: 431-440.
- [249] M.A. Ameer, E. Khamis, M. Al-Motlaq. Electrochemical behavior of non-precious dental alloys in bleaching agents, *Electrochimica. Acta* 2004;6:141-148.
- [250] D. Wallinder, J. Pan, C. Leygraf, A. Delblanc-Bauer. EIS and XPS study of surface modification of 316LVM stainless steel after passivatio. *Corros. Sci.* 1999; 6: 275-289.
- [251] A.K. Iversen. Stainless steels in bipolar plates-surface resistive properties of corrosion resistant steel grades during current loads. *Corros. Sci.* 2006 ;48: 1036-1058.
- [252] W. He, O.Q. Knudsen, S. Diplas. Corrosion of stainless steel 316L in simulated formation water environment with CO<sub>2</sub>-H<sub>2</sub>S-Cl<sup>-</sup>, *Corros. Sci.* 2009; 51: 2811-2819.
- [253] Lucas LC, Dale P, Buchanan R, Goll Y, Griffin D, Lemons JE. In vitro vs. in vivo corrosion analyses of two alloys. *J Invest Surg* 1991; 4: 13-21.
- [254] Grimido NJ. Biocompatibility of nickel and cobalt dental alloys. *Gen Dent* 2001; 49: 498-503.
- [255] Dong H, Nagamatsu Y, Chen KK, Tajima K, Kakigawa H, Shi S, Kozono Y. Corrosion behavior of dental alloys in various types of electrolyzed water. *Dent Mater J* 2003; 22: 482- 493.

- 
- [256] Rinic N, Baucic I, Miko S, Papić M, Prohić E. Corrosion behaviour of the Co-Cr-Mo dental alloy in solutions of different composition and different pH values. *Coll Antropol* 2003; 27: 99-106.
- [257] Lucien Reclara, Heinz Luthy, Pierre-Yves Eschler, Andreas Blatter, Christian Susz. Corrosion behaviour of cobalt–chromium dental alloys doped with precious metals. *Biomaterials* 2005 ;26: 4358-4365.
- [258] Eftekhari A. Fractal study of Ni-Cr-Mo alloy for dental applications: effect of beryllium. *Appl Surf Sci.* 2003; 220: 343-348.
- [259] Cortada M, Giner LL, Costa S, Gil FJ, Rodriguez D, Planell J A. Galvanic corrosion behavior of titanium implants coupled to dental alloys. *J Mater Sci: in Med.* 2000; 11: 287-93.
- [260] Russell R, Yiming L. In vitro evaluation of biocompatibility of experimental titanium alloys for dental restorations. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 495-500.
- [261] Geurtsen W. Biocompatibility of dental casting alloys. *Crit Rev Oral Biol Med* 2002; 13: 71-84.
- [262] Lygre H. Prosthodontic biomaterials and adverse reactions: a critical review of the clinical and research literature. *Acta Odontol Scand* 2002; 60: 1-9.
- [263] Jose F. L´opez-Al´ias, Jordi Martinez-Gomis, Josep M. Anglada, Maria Peraire. Ion release from dental casting alloys as assessed by a continuous flow system: Nutritional and toxicological implications. *Dental Materials* 2006; 22: 832-837.
- [264] Burrows D. Hypersensitivity to mercury, nickel and chromium in relation to dental materials. *Int Dent J* 1986; 36: 30-34.
- [265] Munksgaard EC. Toxicology versus allergy in restorative dentistry. *Adv Dent Res* 1992; 6: 17-21.
- [266] Craig RG, Hanks CT. Cytotoxicity of experimental casting alloys evaluated by cell culture tests. *J Dent Res* 1990; 69: 1539-1542.

- 
- [267] Philips RW. Science of Dent. Materials, ninth edition, W.B. Saunders, Philadelphia, PA, 1991, p. 291.
- [268] Lei MK, Zhu XM. Corrosion resistance of plasma source ion nitrided austenitic stainless. *Biomaterials* 2001; 22: 641-647.
- [269] Dobbs HS Minski MJ. Metal ion release after total hip replacement. *Biomaterials* 1980; 1: 193-98.
- [270] Barrett RD, Bishara SE, Quinn JK. Biodegradation of orthodontic appliances. Part I Biodegradation of nickel and chromium in vitro. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993; 103: 243-250.
- [271] Fathi MH, Salehi M, Saatchi A, Mortazavi V, Moosavi SB. In vitro corrosion behavior of bioceramic, metallic and bioceramic- metallic coated stainless steel dental implants. *Dental Materials* 2003; 19: 188-198.
- [272] Anderson JA. *Appl. Dent. Materials*, sixth ed. Blackwell Scientific Publication, Oxford, 1985, p. 43.
- [273] Fujimoto S, Tsujino K, Shibata T. Growth and properties of Cr-rich thick and porous oxide films on type 340 stainless steel formed by square wave potential pulse polarization. *Electrochem. Acta* 2001; 47(4):543-548.
- [274] Al-Hiyasat AS, Bashabsheh OM, Darmani H. Elements released from dental casting alloys and their cytotoxic effects. *International Journal of Prosthodontics* 2002; 15: 473-478.
- [275] Roach MD, Wolan JT, Parsell DE, Bumgardner JD. Use of X-ray photoelectron spectroscopy and cyclic polarization to evaluate the corrosion behavior of six nickel-chromium alloys before and after porcelain-fused-to-metal firing. *J Prosthet Dent* 2000; 84:623-634.
- [276] Kedici SP, Abbas Aksüt A, Ali Kılıçarslan M, Bayramoglu G, Gökdemir K. Corrosion Behaviour of dental metals and alloys in different media. *Journal of Oral Rehabilitation* 1998; 25:800-808.

- 
- [277] Bumgardner JD, Lucas LC. Cellular response to metallic ions released from nickel–chromium dental alloys. *J Dent Res* 1995; 74: 1521-1527.
- [278] Bumgardner JD, Lucas LC. Surface analysis of nickel–chromium dental alloys. *Dent Mater* 1993; 9: 252-259.
- [279] Bumgardner JD, Lucas LC. Corrosion and cell culture evaluations of nickel–chromium dental casting alloys. *J Appl Biomater* 1994; 5: 203-213.
- [280] R. C. Newman. The dissolution and passivation kinetics of stainless alloys containing molybdenum-II. Dissolution kinetics in artificial pits. *Corrosion Science* 1985; 25: 341- 350.
- [281] A. Al- Odwani, J. Carew, M. Al-Tabtabaei, A. Al-Hijji. Materials performance in SWRO desalination plant at KISR research and development program. *Desalination Journal* 2001; 135: 99-110.
- [282] D. E. Williams, C. Westcott, M. Fleischmann. Stochastic Models of Pitting Corrosion of Stainless Steels: II . Measurement and Interpretation of Data at Constant Potential. *J. Electrochem.Soc.* 1985;132(8):1804-1811.
- [283] W. R. Cieslak, D. J. Duquette. An Electrochemical Study of the Pit Initiation Resistance of Ferritic Stainless Steels. *J. Electrochem.Soc.* 1985;132(3): 533-537.
- [284] Rao SB, Chowdary R. Evaluation on the Corrosion of the Three Ni-Cr Alloys with Different Composition. *International Journal of Dentistry* 2011; 10: 1155-1160.
- [285] C.A. Olsson. The influence of nitrogen and molybdenum on passive films formed on the austenoferritic stainless steel 2205 studied by AES and XPS, *Corros. Sci.* 1995; 37: 467-479.
- [286] Bennani A, Amine A, Eladioui S. Etude électrochimiques des alliages Ni-Cr utilisés en prothèse fixée. *Cah prothèse* 2008; 143: 63-71.
- [287] Geis-Gerstorfer J, Weber H. In vitro corrosion behaviour of four Ni–Cr dental alloys in lactic acid and sodium chloride solutions. *Dental Materials* 1987; 3: 289-295.

- 
- [288] Kite GC, Ismail M, Simmonds MS, Houghton PJ. Use of doubly protonated molecules in the analysis of cathedulins in crude extracts of khat (*Catha edulis*) by liquid chromatography / serial mass spectrometry. *Rapid Commun Mass Spectrom* 2003; 17:1553-1564.
- [289] Atlabachew M, Chandrvanshi BS, Redi M. Concentration levels of essential and non-essential metals in Ethiopian khat (*Catha edulis* Forsk). *Biol. Trace Elem. Res.* 2010; 138: 316-325.
- [290] Minaleshewa A, Bhagwan SC, Feleke Z, Mesfin R. Fluoride content of Ethiopian khat (*Catha edulis* Forsk) chewing leaves. *Toxicological and Environmental* 2011;93: 32-43.
- [291] Maria CR, Carlos RG, Stefan D, André B, Conceição D, Eduardo C, Ana AC. Corrosion behavior of Ni-Cr dental alloys in different mouthwashes. *Revista Odontológica de Araçatuba* 2011;32: 22-25.
- [292] Viswanathan S. SAJI, Han-Cheol CHOE. Electrochemical behavior of Co-Cr and Ni-Cr dental cast alloys. *Trans. Nonferrous Met. Soc. China* 2009;19:785-790.
- [293] Khamis E, Seddik M. Corrosion evaluation of recasting non-precious dental alloys. *Int Dent J* 1999; 45: 209-217.
- [294] Ozdemir S, Arikan A. Effect of recasting on the amount of corrosion products released from two Ni-Cr based metal alloys. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 1998;6:149-153.
- [295] E. McCafferty, N. Heckermann. Double Layer Capacitance of Iron and Corrosion Inhibition with Polymethylene Diamines. *J. Electrochem.Soc.* 1972; 119(2): 146-154.
- [296] M. H. Moayed, N. J. Laycock, R. C. Newman. Dependence of the Critical Pitting Temperature on surface roughness. *Corrosion Science* 2003; 45: 1203-1216.
- [297] P. T. Jakobsen, E. Maahn. Temperature and potential dependence of crevice corrosion of AISI 316 stainless steel. *Corrosion Science* 2001; 43: 1693-1709.
- [298] L. F. Grafias-Mesias, J. M. Sykes, C. D. S. Tuck, The effect of phase compositions on the pitting corrosion of 25 Cr duplex stainless steel in chloride solutions. *Corrosion Science* 1996; 38 (8) : 1319-1330.



- 
- [299] N. J. Laycock, M. H. Moaeed, R. C. Newman. Metastable Pitting and the Critical Pitting Temperature. *J. Electrochem.Soc.* 1998; 145(8): 2622-2628.
- [300] A. Igual Menoze, J. Garcia Anton, S. Lopez Nuevalos, J. L. Guinon, V. Perez Herranz. Corrosion studies of austenitic and duplex stainless steels in aqueous lithium bromide solution at different temperature. *Corrosion Science* 2004; 46: 2955-2974.
- [301] A. Pardo, E. Otero, M. C. Merino, M. D. Lo'pez, M. V Utrilla, F. Moreno. Influence of Influence of pH and Chloride Concentration on the Pitting and Crevice Corrosion Behavior of High-Alloy Stainless Steels. *Corrosion* 2000; 56 (4): 411-418.
- [302] L. F. Garfias-Mesias, J. M. Sykes. Metastable pitting in 25 Cr duplex stainless steel. *Corrosion Science* 1999; 41 (5): 959-987.
- [303] R. Guo, M. B. Ives. Pitting Susceptibility of Stainless Steels in Bromide Solutions at Elevated Temperature. *Corrosion*1990; 46 (2): 125-129.
- [304] N. J. Laycock. Effects of Temperature and Thiosulfate on Chloride Pitting of Austenitic Stainless Steels. *Corrosion* 1999; 55 (6): 590-595.
- [305] A.U. Malik, N. A. Siddiqi, S. Ahmed, I. N. Andijani. The effect of dominant alloy additions on the corrosion behavior of some conventional and high alloy stainless steels in seawater. *Corrosion Science* 1995; 37 (10): 1521-1535.
- [306] J. H. Wang, C.C. Su, Z. Szklarska-Smialowska. Effects of  $Cl^-$  Concentration and Temperature on Pitting of AISI 304 Stainless Steels. *Corrosion* 1988; 44: 732-737.

---

# **PUBLICATIONS**



## INFLUENCE OF CHLORHEXIDINE MOUTHWASHES ON CORROSION RESISTANCE OF NI-CR DENTAL CASTING ALLOYS

Rassam Al subari<sup>1\*</sup>, Nada Abdulwalī<sup>2</sup>, A Bellaouchou<sup>2</sup>, A Guenbour<sup>2</sup>, A Ben Bachir<sup>2</sup>, Nadia Merzouk<sup>1</sup>

1. University mohammed V- Souisi, Faculty of Dentistry, Rabat, Morocco.

2. University Mohammed V- Agdal, Faculty of Sciences, Laboratory of Corrosion and Electrochemistry, Rabat, Morocco.

### Abstract

The aim of the present study was to compare the corrosion behavior of the Ni-Cr alloys used for crown and bridge casting in three mouthwashes, in relation to a reference solution, namely Fusayama Meyer saliva, in order to assess the influence of these products on the corrosion resistance of the Ni-Cr dental alloys.

The Three materials analyzed were Ni-Cr dental alloys: Kera NC®, Realloy N® and 4 all®, which were tested in three mouthwashes: Hexa®, Hexadyle® and Coxydil® as well as in Fusayama-Meyer artificial saliva. The corrosion behavior study showed that in Hexa® mouthwash the 4 all® alloy was the least resistance to corrosion, in Fusayama-Meyer artificial saliva tended to be more corrosive for Kera NC® alloy, in Coxydil® mouthwash exhibited the highest corrosion resistance for Kera NC®, and 4 all® alloys, in Coxydil® and Hexadyle® mouthwashes exhibited the highest corrosion resistance for Realloy N® alloy.

The results obtained in the present study will enable us to provide attending practitioners with advice concerning mouthwash to recommended, depending on the treatment phase and the alloy used. So we can advise Coxydil® mouthwash to patients treated with 4 all® and Kera NC® alloys, Coxydil® or Hexadyle® mouthwashes for the patients treated with Realloy N® alloy.

*Experimental article (J Int Dent Med Res 2012; 5: (2), pp. 67-72)*

**Keywords:** Corrosion resistance; Ni – Cr alloys; Mouthwashes; Artificial saliva.

Received date: 09 March 2012

Accept date: 15 May 2012

### Introduction

Metals and alloys have many uses in dentistry. The most commonly used base metal alloys in dentistry are nickel-chromium alloy, which are commonly used for crown and bridge casting. The most important factors that affect the choice of dental metallic alloys are the body acceptability for these alloys, or the so-called biocompatibility<sup>1,2</sup>.

This means that the tissue of the patient that comes into contact with the materials does not suffer from any toxic, irritating, inflammatory, allergic, mutagenic, or carcinogenic action<sup>3,4</sup>.

The biocompatibility of dental alloys is primarily related to their corrosion behavior<sup>5</sup>. A number of studies have demonstrated that metals ions can be released from metallic materials as the results of corrosion<sup>6-12</sup>.

Since the corrosion products of dental alloys contain metal ions and may be the reason for allergic and some other diseases<sup>13,14</sup>.

During crown and bridge treatment and the Ni-Cr alloy used, practitioners recommend that their patients use mouthwashes for oral hygiene. To our knowledge, no studies have yet been carried out to assess the influence of chlorhexidine mouthwashes on the corrosion behavior of Ni-Cr alloys,

The purpose of the present study was to compare the corrosion behavior of the Ni –Cr alloys used for crown and bridge casting in three mouthwashes, in relation to a reference solution, namely Fusayama Meyer saliva, in order to assess the influence of these products on the corrosion resistance of the Ni –Cr dental alloys.

#### \*Corresponding author:

Rassam Al subari  
University mohammed V- Souisi,  
Faculty of Dentistry,  
Rabat, Morocco.

E-mail: ras800\_as@yahoo.com

## Corrosion Behavior Of Ni-Cr Dental Alloys In Artificial Saliva With Different Concentrations Of Khat Extracts

<sup>1,2</sup>Rassam Al subari, <sup>2</sup>M. Idrissi, <sup>2</sup>M. Draoui, <sup>3</sup>A. Bellaouchou, <sup>3</sup>A. Guenbour and <sup>1</sup>Nadia Merzouk

<sup>1</sup>Department of prosthodontic , Faculty of Dentistry, University mohammed V- Souisi, Rabat, Morocco.

<sup>2</sup>Laboratory of Analytical Chemistry, Faculty of Medicine and Pharmacy, University mohammed V- Souisi, Rabat, Morocco.

<sup>3</sup>Laboratory of Corrosion and Electrochimie, Faculty of Sciences, University Mohammed V- Agdal, Rabat, Morocco.

**Abstract:** Corrosion behavior of Ni-Cr dental alloy used for crown and bridge treatment was evaluated in artificial saliva in the absence and presence of different concentrations of khat extracts using potentiodynamic polarization, electrochemical impedance spectroscopy and surface analysis. Khat is an evergreen plant that grows at high altitudes in East Africa and Arabian Peninsula. Khat leaves contains alkaloids, tannins, flavonoids, amino acids, vitamins Fluoride, and minerals. Our results have shown that, Kera N<sup>®</sup> and 4 all<sup>®</sup> alloys contained a high Cr and Mo content, shows the best corrosion resistance in Fusayama-Meyer artificial saliva compare with that of Commend<sup>®</sup> alloy which contained a low Cr and Mo content. The presence of khat extract (*Catha edulis*) in artificial saliva lead to accelerate the corrosion of Ni-Cr alloys may be due to presence of fluoride, amino acids, tannic acid and ascorbic acid in khat. The corrosion resistance of three Ni-Cr alloys decreases by increasing the concentration of khat extract. Our advise would be to recommend to avoid khat chewing to patients treated with Ni-Cr alloy when the crown and bridge treatment because during the corrosion processes the metals ions can be released from Ni-Cr alloy as the results of corrosion and may be the reason for allergic and some other diseases.

**Key words:** Ni-Cr dental alloys; Corrosion behavior; Khat extract; Artificial saliva.

### INTRODUCTION

Nickel-chromium casting alloys used in dental crown, bridge applications and were introduced into dentistry as a possible replacement for precious alloys due to the increasing cost of gold throughout the 1980s (Hsin-Yi, L., *et al.*, 2008 ). Corrosion is one parameter to determine the biocompatibility of dental alloys.

Doubts remain as to the biocompatibility of Ni-based alloys and when used in restorative procedures, the crowns are placed in close proximity to the gingival and often extend subgingivally, where metal release through corrosion processes may cause adverse reactions (Schmalz, G. and Garhammer, P, 2002; Mjor, I.A. and Christensen, G.J, 1993). Whilst nickel sensitivity is thought to be a clinical manifestation towards dental cast alloys (Schmalz, G. and Garhammer, P, 2002), the use of nickel is of particular concern since it is the most allergenic of all metallic elements (Hildebrand, H.F., *et al.*, 1989). Khat (*Catha edulis*) is an evergreen plant that grows at high altitudes in East Africa and Arabian Peninsula. Chewing its fresh leaves is a widespread habit in the local populations, with several million people consuming khat regularly in social sessions that often last for hours (Kassie, F., *et al.*, 2001).

The main ingredients of khat leaves include alkaloids, tannins and flavonoids. It also contains amino acids, tannic acid, vitamins (Ascorbic acid, Niacin, Riboflavin, B-carotin, Thamine) and minerals (Hattab, F. N. and Angmar-Manssor, B, 2000; Sporkert, F., *et al.*, 2003).

When chewing, khat leaves are contacted with Ni-Cr alloy during crown, bridge treatment and the Ni-Cr alloy used. To our knowledge, no studies have yet been carried out to assess the influence of Khat (*Catha edulis*) on corrosion behavior of Ni-Cr dental alloys. The purpose of this study was to evaluate the effects of Khat extract on corrosion behavior of Ni-Cr dental alloy used for crown and bridge treatment in relation to a reference solution, namely Fusayama Meyer artificial saliva, using potentiodynamic polarization, electrochemical impedance spectroscopy and surface analysis.

## INFLUENCE OF TEMPERATURE AND pH ON CORROSION BEHAVIOR OF NI-CR AND CO-CR DENTAL ALLOYS

Rassam Al subari<sup>1,2</sup>, A Bellaouchou<sup>3</sup>, A Guenbour<sup>3</sup>, Nadia Merzouk<sup>1\*</sup>

1.University mohammed V- Souisi, Faculty of Dentistry, Rabat, Morocco.

2.University mohammed V- Souisi, Faculty of Medicine and Pharmacy, Rabat, Morocco.

3.University Mohammed V- Agdal, Faculty of Sciences, Laboratory of Corrosion and Electrochemistry, Rabat, Morocco.

### Abstract

The aim of this study was to evaluate the influence of temperature and pH on corrosion resistance of Ni-Cr and Co-Cr dental alloys used for fixed and removable partial dentures using potentiodynamic polarization and surface analysis by scanning electron microscopy. The three materials analyzed were Ni-Cr and Co-Cr dental alloys: Kera NH®, Kera 501® and PD Casta H®, which were tested in Fusayama-Meyer artificial saliva with different values of temperature and pH.

Our results have shown that Kera 501® and PD Casta H® alloys, which contain Co and a high Cr content, shows the best corrosion resistance in Fusayama-Meyer artificial saliva compare with that of Kera NH® alloy. In acidified saliva and artificial saliva at 37 °C, the corrosion resistance of Kera NH®, Kera 501® and PD Casta H® alloys was low compare with that of reference solution, but the effect of temperature and pH on the corrosion resistance of Co-Cr alloy was low compared with that of Ni-Cr alloy. On the basis of the results obtained, our advise would be to recommend to avoid an increase in the oral temperature and reduced the taking of acid food which are likely to lower the oral pH and enhance the corrosion of the Ni-Cr and Co-Cr alloys when the fixed and removable partial dentures treatment.

*Experimental article (J Int Dent Med Res 2013; 6: (1), pp. 9-14)*

**Keywords:** Corrosion; Ni-Cr and Co-Cr alloys; pH; Temperature; Artificial saliva.

Received date: 22 October 2012

Accept date: 18 February 2013

### Introduction

Dental alloys are in direct contact with oral tissues and because of that they must be completely biocompatible: biologically tolerant (without causing antigen-antibody reaction), biochemically indifferent (remains unchanged in the body without causing any effect on the organism), electrically and magnetically inert (without causing a galvanic current or magnetic field).<sup>1</sup> Cobalt-chromium and nickel-chromium alloys today are widely used in prosthetic

dentistry for the fabrication of fixed and removable partial dentures. Many dental casting alloys which have good mechanical properties, on the other hand aren't good enough from the aspect of corrosion because of their complex structure.<sup>2</sup> Organic acids, which are created after disintegration of food remains decrease pH value inside the oral cavity and may effect on ions release from dental alloys. Also, the materials used in the mouth must be resist the humidity and the changes in temperature inside the mouth, which happens during the chewing process inside the mouth.<sup>3</sup> A number of investigations have demonstrated that metals ions can be released from metallic materials as the results of corrosion.<sup>4-10</sup> Since the corrosion products of dental alloys contain metal ions and may be the reason for allergic and some other diseases.<sup>11, 12</sup> The aim of the present study was to evaluate the influence of temperature and pH on the corrosion resistance of Ni-Cr and Co-Cr

#### \*Corresponding author:

Prof. Nadia Merzouk  
Department of prosthodontic  
Faculty of Dentistry, Rabat, Morocco  
Tel: 00212661303094  
Fax: 0021253770443  
Email address: [ras9330@hotmail.com](mailto:ras9330@hotmail.com)

## Inhibition of mild steel corrosion in 1M hydrochloric acid by benzimidazolium bromide derivatives

<sup>1</sup>Nada Abdulwali, <sup>2</sup>Hamid Ennajih, <sup>1</sup>Abdallah Guenbour, <sup>1</sup>Abdelkbir Bellaouchou, <sup>4</sup>R. Al Subari, <sup>3</sup>José Garcia Anton, <sup>2</sup>El Mokhtar Essassi

<sup>1</sup>Laboratoire de corrosion-électrochimie, Université Mohamed V Agdal. Faculté des Sciences. Av. Ibn Battouta. BP 1014, Rabat. Maroc.

<sup>2</sup>Laboratoire de Chimie Organique Hétérocyclique. Université Mohamed V Agdal. Faculté des Sciences. Av. Ibn Battouta. BP 1014, Rabat. Maroc.

<sup>3</sup>Departamento de Ingeniería Química y Nuclear, E.E.S.I. Industriales, Universidad Politécnica de Valencia, P.O. Box 221012, E-46071 Valencia, Spain.

<sup>4</sup>University Mohammed V - Souisi, Faculty of Dentistry, Rabat, Morocco.

**Abstract:** Corrosion inhibition by some benzimidazolium bromide derivatives on mild steel in 1 M hydrochloric acid solutions at 25°C has been investigated by Potentiodynamic polarization, electrochemical impedance spectroscopy (EIS) and scanning electronic microscope analysis. These techniques were applied to study the metal corrosion behavior in the absence and presence of different concentrations of these inhibitors under the influence of various experimental conditions. The studies have shown that 1,3-Dioctylbenzimidazolium bromide was the most efficient inhibitor reaching values of inhibition efficiency (IE%) more than 96% at a concentration of  $10^{-3}$  M. The results indicate that these compounds act as mixed type inhibitors retarding the anodic and cathodic corrosion reactions. The results obtained from polarization and electrochemical impedance spectroscopy (EIS) are in good agreement. The thermodynamic parameters for adsorption process were calculated.

**Key words:** benzimidazolium bromide derivatives; Corrosion; Inhibition; Mild Steel; Hydrochloric acid.

### INTRODUCTION

Acid solutions are widely used in industry. Some of important fields of application being acid pickling, industrial cleaning, acid descaling, oil-well acidizing and petrochemical processes (Bentiss, F., *et al.*, 2007; Li, X., *et al.*, 2008; Abboud, Y., *et al.*, 2008). The use of inhibitors is the most economical and practical methods of reducing corrosive attack on metals (Khaled, K.F., N. Hackerman, 2003; Ali, S.A., *et al.*, 2003). During the past decade, the inhibition of mild steel corrosion in acid solutions by various types of organic inhibitors has attracted much attention (Shen, C.B., *et al.*, 2006; Quraishi, M.A., D. Jamal, 2000; Moretti, G., F. Guidi, G. Grion, 2004). Most well-known acid corrosion inhibitors are organic compounds containing nitrogen, sulfur, and oxygen atoms; nitrogen-containing organic compounds are known to be efficient corrosion inhibitors in hydrochloric acid solutions, while sulfur-containing compounds are sometimes preferred for sulphuric acid solutions (Lagrenée, M., *et al.*, 2002). Among them, N-heterocyclic compounds are considered to be the most effective corrosion inhibitors for steel in acid media (El Ouali, I., *et al.*, 2010; Bentiss, F., *et al.*, 2000). Many N-heterocyclic compounds, such as benzimidazole derivatives (Wang, L., 2001; Popova, A., *et al.*, 2004; Khaled, K.F., 2003), pyrimidine derivatives (Abd El-Maksoud, S.A., 2003), quinoline derivatives (Tang, L.B., *et al.*, 2006), etc... have been used for the corrosion inhibition of iron or steel in acidic media. In line with environmental protection requirement, the use of non-toxic organic inhibitors as benzimidazole and its derivatives have been proved excellent inhibitors for mild steel (Abboud, Y., *et al.*, 2006; Khaled, K.F., 2003; El-Ashry, E.S.H., *et al.*, 2008). The objective of the present work was to study the inhibition effect of the synthesized non-toxic benzimidazolium bromide derivatives on the corrosion of mild steel in hydrochloric acid solutions. In order to evaluate compounds as corrosion inhibitors and to design novel inhibitors, the inhibition performance was evaluated by potentiodynamic polarization, electrochemical impedance spectroscopy (EIS) and scanning electronic microscopy (SEM).

#### 2. Experimental Methods:

##### Materials:

The mild steel were of the following composition (wt): C (0.2%), Mn (0.54%), P (0.16%), S (0.24%), Cr (0.37%), Si (0.53%) and the remainder is Fe. The mild steel specimens used in the electrochemical studies have a rectangular form (length = 0.3 cm, width = 1.1 cm, thickness = 0.2 cm) connected with Cu-wire for electrical conductance. Prior to all measurements, the samples were polished with emery paper from 400 to 1200 grades.

**Corresponding Author:** Nada Abdulwali, Laboratoire de corrosion-électrochimie, Université Mohamed V Agdal. Faculté des Sciences. Av. Ibn Battouta. BP 1014, Rabat. Maroc.

## Influence of Khat extract (*Catha edulis*) on corrosion resistance of Co-Cr dental alloys

Journal:	<i>Dental Materials Journal</i>
Manuscript ID:	DMJ2013-132
Manuscript Type:	Original paper
Date Submitted by the Author:	11-May-2013
Complete List of Authors:	Merzouk, Nadia; Faculty of Dentistry, prosthodontic alsubari, rassam; Faculty of Dentistry, Idrissi, M; Faculty of Medicine and Pharmacy, Draoui, M; Faculty of Medicine and Pharmacy, Bellaouchou, A; Faculty of Sciences, Guenbour, A; Faculty of Sciences,
Keywords:	Corrosion resistance, Co-Cr alloys, Khat extract, Artificial saliva
Categories:	Metal < Primary Research Field (Main Field), Biomaterial < Primary Research Field (Main Field), Alloy < Primary Research Field (Sub Field)

SCHOLARONE™  
 Manuscripts

view

---

*EJPRD*  
*EUROPEAN JOURNAL*  
*OF PROSTHODONTICS*  
*AND RESTORATIVE DENTISTRY*

Editor: Prof. J. Mark Thomason,  
School of Dental Sciences,  
University of Newcastle  
Framlington Place,  
Newcastle upon Tyne, NE2 4BW

Tel. 0191 222 8189  
Fax. 0191 222 6137  
E-mail: J.M.Thomason@ncl.ac.uk

JMT/LE

29 December 2013

Dr Rassam Alsubari  
Dept of Prosthodontics  
Faculty of Dentistry  
University Mohammed V Sousei  
Rabat  
Morocco

Dear Dr Alsubari

**EJPRD Manuscript no 1277**  
**Corrosion behaviour of CoCr dental alloys in different mouthwashes**

Thank you for submitting the above manuscript. This has been forwarded to the Assistant Editor who will organise the reviewing process for possible publication in the European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry.

Your paper will be reviewed by two appropriate and experienced referees and once I receive their reports a decision will be forwarded to you. Our aim is to complete this reviewing process within four months from the date of this acknowledgement. However should there be any delay my administrative assistant, Mrs Linda Erickson, will contact you at that time.

Please be advised that due the present high number of submissions to the EJPRD even if your paper is accepted, either straightaway or after suggested modifications, there is currently a time period of about 5 months between the date of acceptance and publication.

Thank you for giving us the opportunity of considering your paper.

Yours sincerely,

**J Mark Thomason**  
Editor

Published by:  
Dennis Barber Limited  
5 Battery Green Road  
Lowestoft  
Suffolk  
NR32 1DE

Consulting Editor: Paul S. Wright (London)  
Assistant Editors: Garry J. P. Fleming (Dublin)  
Helen L Craddock (Leeds)  
Dominic Stewardson (B'ham)  
Philip W Smith (Liverpool)  
Philip D Taylor (London)  
Abstracts Editor: Vernon P. Holt (Norwich)





---

## Résumé

---

**Nome et Prénom :** RASSAM ABDO SALEH AL SUBARI

**Titre :** Etude de l'influence du Khat et des bains de bouche sur l'état de surface des alliages de prothèses dentaires.

---

Dans le présent mémoire, nous avons étudié l'influence de l'extrait de khat, des bains de bouche, du pH et de la température sur la résistance à la corrosion des alliages dentaires Ni-Cr et Co-Cr, par rapport à la salive artificielle.

Cette étude a été réalisée au moyen de la polarisation potentiodynamique, de la spectroscopie d'impédance électrochimique (SIE) et de l'analyse de surface par microscopie électronique à balayage.

Les résultats de cette étude nous donnent les résultats suivants:

La présence d'extrait de khat dans la salive artificielle accélère la corrosion des alliages Ni-Cr et Co-Cr ceci peut être due à la présence des fluorures, des acides aminés, de l'acide tannique et de l'acide ascorbique dans le khat.

Les bains de bouche ont un effet sur la résistance à la corrosion des alliages Ni-Cr et Co-Cr. Les bain de bouche Coxydil<sup>®</sup> et Hexadyle<sup>®</sup> montrent la meilleure résistance à la corrosion pour les alliages Ni-Cr et Co-Cr par rapport à la salive artificielle. Le bain de bouche Hexa<sup>®</sup> montre la plus faible résistance à la corrosion pour les alliages Ni-Cr par rapport aux bains de bouche Coxydil<sup>®</sup> et Hexadyle<sup>®</sup>. Le bain de bouche Hexide<sup>®</sup> présente la plus faible résistance à la corrosion pour les alliages Co-Cr.

L'acidité et la température de la solution ont un effet sur la résistance à la corrosion des alliages Ni-Cr et Co-Cr. La résistance à la corrosion des alliages Ni-Cr et Co-Cr diminue avec la réduction du pH de la salive artificielle à 2,5. La résistance à la corrosion des alliages Ni-Cr et Co-Cr diminue avec l'augmentation de la température de la salive artificielle à 37 °C.

Sur la base des résultats obtenus dans cette étude, nous conseillons orienterait de recommander pour éviter le khat à mâcher chez les porteurs des couronnes, des bridges et des prothèses amovibles métalliques en alliages Ni-Cr et Co-Cr car la composition du khat accélère la corrosion de ces alliages. Aussi éviter l'augmentation de la température buccale et réduire la prise d'aliments acides qui favorisent la corrosion des alliages Ni-Cr et Co-Cr chez les porteurs des prothèses prothèses fixées et amovibles en alliages Ni-Cr et Co-Cr.

---

**Mot clés:** Corrosion; Alliages Ni-Cr et Co-Cr; Extrait de khat, Bains de bouche; pH; Température; Salive artificielle.

---

---

## Summary

---

**Author Name :** RASSAM ABDO SALEH AL SUBARI

**Title :** Study the influence of Khat and mouthwashes on the surfaces of prosthodontic alloys.

---

In the present study, we have evaluated the influence of extract of khat, different mouthwashes, pH and temperature on the corrosion resistance of Ni-Cr and Co-Cr dental alloys, in relation to a reference solution, namely Fusayama Meyer artificial saliva, using potentiodynamic polarization, electrochemical impedance spectroscopy (EIS) and surface analysis by scanning electron microscopy.

The results of this study give us the following:

The presence of khat extract (*Catha edulis*) in artificial saliva lead to accelerate the corrosion of Ni-Cr and Co-Cr alloys may be due to presence of fluoride, amino acids, tannic acid and ascorbic acid in khat.

The mouthwashes affect on the corrosion resistance of Ni-Cr and Co-Cr dental alloys. The Coxydil<sup>®</sup> and<sup>®</sup> Hexadyle mouthwashes shows the best corrosion resistance for Ni-Cr and Co-Cr dental alloys. In Hexa<sup>®</sup> mouthwash shows the least corrosion resistance for Ni-Cr in relation to the Coxydil<sup>®</sup> and<sup>®</sup> Hexadyle mouthwashes. In Hexide<sup>®</sup> mouthwash was shown to be the most aggressive of the tested mouthwash for Co-Cr dental alloys compared with that of the Fusayama Meyer artificial saliva.

The acidity and temperature of the solution effect on corrosion resistance of the Ni-Cr and Co-Cr dental alloys. The corrosion resistance of Ni-Cr and Co-Cr alloys was decreased with reduced pH of artificial saliva to 2.5. The corrosion resistance of Ni-Cr and Co-Cr alloys was decreased with increased the temperature of artificial saliva to 37 °C.

On the basis of the results obtained in this study, our advise would be to recommend to avoid khat chewing to patients treated with Ni-Cr and Co-Cr alloys because the composition of the khat accelerated the corrosion of Ni-Cr and Co-Cr alloys. avoid an increase in the oral temperature and reduced the taking of acid food which are likely to lower the oral pH and enhance the corrosion of the Ni-Cr and Co-Cr dental alloys when the fixed and removable partial dentures treatment.

---

**Keywords:** Corrosion; Ni-Cr and Co-Cr alloys; Khat extract; Mouthwashes; Temperature ; pH; Artificial saliva.

## الملخص

الاسم الكامل: رسام عبده صالح الصباري

العنوان : دراسة تأثير نبتة القات و غسولات الفم على الحالة السطحية لسبائك الاسنان للتعويضات السنية

في هذه الاطروحة قمنا بدراسة تأثير مستخلص نبتة القات، غسولات الفم، درجة الحموضة ودرجة الحرارة على تاكل سبائك الاسنان النيكل كروم والكوبلت كروم المستخدمه في صناعة الاسنان الثابته والمتحركه.

هذه الدراسه انجزت باستخدام طرق القياسات الكهروكيميائية (الاستقطاب و المعاوقه) وتحليل سطح السبائك السنيه بالميكروسكوب الالكتروني.

اظهرت هذه الدراسه النتائج التاليه:

وجود مستخلص نبتة القات في اللعاب الصناعي يؤدي الى الاسراع في عملية تاكل سبائك الاسنان النيكل كروم والكوبلت كروم وذلك قد يكون بسبب وجود الفلور، الاحماض الامينيه، حمض التانيك، وحمض الاسكوريك في نبتة القات. مقاومة التاكل لسبائك الاسنان النيكل كروم والكوبلت كروم تقل عند زيادة مستخلص نبتة القات في اللعاب الصناعي.

غسولات الفم تؤثر على تاكل سبائك الاسنان النيكل كروم والكوبلت كروم . غسولات الفم كوكساديل و هيكساديل تظهر افضل مقاومة لتاكل سبائك الاسنان النيكل كروم والكوبلت كروم. غسول الفم هيكسا يظهر اقل مقاومة لتاكل سبائك الاسنان النيكل كروم مقارنة الى غسولات الفم كوكساديل و هيكساديل. غسول الفم هيكسيد يظهر اقل مقاومة لتاكل سبائك الاسنان الكوبلت كروم مقارنة الى اللعاب الصناعي.

درجة الحموضه تؤثر على تاكل سبائك الاسنان النيكل كروم والكوبلت كروم. مقاومة تاكل سبائك الاسنان النيكل كروم والكوبلت كروم تقل عندما تنخفض درجة حموضه الى 2,5 وذلك بإضافة حمض اللاكتيك الى اللعاب الصناعي .

درجة حرارة تؤثر على تاكل سبائك الاسنان النيكل كروم والكوبلت كروم. مقاومة تاكل سبائك الاسنان النيكل كروم والكوبلت كروم تقل عندما تزيد درجة حرارة اللعاب الصناعي الى 37 درجة مئوية.

اعتمادا على نتائج هذه الدراسه، فاننا نوصي بالنصح بتجنب مضغ نبتة القات للاشخاص الذين يستخدمون تراكيب سنية ثابتة ومتحركه مصنوعه من سبائك النيكل كروم والكوبلت كروم، لان مكونات القات تزيد من تاكل سبائك النيكل كروم والكوبلت كروم . وايضا ننصح بتجنب ارتفاع درجة حرارة الفم وتقليل تناول الاطعمة الحمضيه لانها تزيد من تاكل سبائك النيكل كروم والكوبلت كروم عندما يستخدم الاشخاص تراكيب سنية ثابتة ومتحركه مصنوعه من سبائك النيكل كروم والكوبلت كروم.

مفاتيح الكلمات: التاكل - سبائك النيكل كروم والكوبلت كروم - مستخلص نبتة القات- غسولات الفم - درجة الحرارة - درجة الحموضه - اللعاب الصناعي.