

# THESE

En vue de l'obtention du : **DOCTORAT**

*Structure de Recherche* : **Laboratoire de Spectroscopie, Modélisation  
Moléculaire, Matériaux, Nanomatériaux, Eau et Environnement**  
*Discipline* : **Physique**  
*Spécialité* : **Sciences des matériaux**

Présenté et soutenue le : **30/11/2019** par :

**EL KOUIFAT Mohammed khalil**

**FRETTING-CORROSION DES ÉLÉMENTS ORTHODONTIQUES DANS  
LE MILIEU BUCCAL**

## JURY

Saad CHARIF D'OUAZZANE,	PES, Ecole Nationale Supérieure des Mines de Rabat	Président
Souad EL HAJJAJI,	PES, Faculté des sciences Université Mohammed V-Rabat	Directeur de thèse
Bennaceur OUAKI,	PES, Ecole Nationale Supérieure des Mines de Rabat	Co-Directeur de thèse
Hassan BOUAOUINE,	PES, Ecole Nationale Supérieure des Mines de Rabat	Rapporteur/Examineur
Najoua LABJAR,	PH, Ecole Normale Supérieure de l'Enseignement Technique-RABAT	Rapporteur/Examineur
Mohamed MEKKAOUI,	PES, Faculté des sciences Université Mohammed V-Rabat	Rapporteur/Examineur
Mohamed ZAOUI,	PES, Ecole Nationale Supérieure des Mines de Rabat	Examineur

## *Dédicaces*

### **A MA FEMME IKRAM**

Avec tout mon amour .Je te remercie pour ton soutien inconditionnel durant toutes ces longues années d'études.

Ton amour et ton affection remplissent mes jours de Bonheur.

### **A MA PETITE FILLE YASMINE**

Je te remercie d'avoir été gentil et patient durant mes nuits d'études. Ta présence me tenait compagnie, chacun de tes petits mouvements m'apportait joie et Bonheur

### **A MES CHERS PARENTS**

Avec tout mon amour Je dédie cette thèse en premier à mon père. Tous les mots ne sauraient exprimer ma gratitude et ma reconnaissance pour ton dévouement et tes sacrifices, tu as toujours été à mes côtés pour me soutenir et m'épauler. Je te dédie cette thèse, puisse tu y trouver le fruit de tes efforts. A ma chère mere, tous les mots ne pourraient témoigner de ma gratitude, aussi je te dédie cette thèse comme fruit de ton dévouement et l'expression de mon profond amour.

### **A MA BELLE FAMILLE**

Je vous remercie tout particulièrement pour votre soutien et affection. Puissiez-vous trouver dans ce travail le témoin de mon affection et estime.

## **Remerciements**

Ce travail a été réalisé en codirection entre l'Université Mohammed V-RABAT faculté des sciences et l'Ecole Nationale Supérieure des Mines de Rabat sous la direction du professeur **Souad EL HAJJAJI**.

Je remercie vivement le Professeur **Souad EL HAJJAJI**, de la faculté des sciences de RABAT, qui a assuré l'encadrement, je suis vraiment ravi d'avoir été encadré par elle. Pendant la durée de ma thèse je n'ai eu que du plaisir à travailler avec elle; merci pour sa disponibilité, son aide, ses conseils et sa gentillesse.

J'exprime ma profonde reconnaissance à Monsieur le Professeur **Bennaceur OUAKI** à l'Ecole Nationale Supérieure des Mines de Rabat, qui a assuré le co-encadrement tout au long de la période thèse, m'inspirant la rigueur nécessaire et un certain professionnalisme. Il s'est fortement impliqué dans ce travail et je lui en suis remerciant.

J'exprime mon profond respect à Monsieur le Professeur **Saad CHARIF D'OUAZZANE** à l'Ecole Nationale Supérieure des Mines de Rabat pour avoir bien voulu présider le jury de ce travail.

Je remercie le Professeur **Najoua LABJAR** à l'Ecole Nationale Supérieure de l'Enseignement technique de RABAT pour avoir bien voulu accepter d'examiner ce travail.

Je remercie Monsieur professeur **Hassan BOUAOUINE** à l'Ecole Nationale Supérieure des Mines de Rabat, pour avoir accepté d'être le rapporteur de ma thèse et pour la considération qu'il m'a accordé.

Je remercie le Professeur **Mohamed MEKKAOUI** la faculté des sciences de RABAT pour avoir accepté d'être rapporteur de ce travail. Je salue ici infiniment la haute qualité humaine et scientifique de sa personnalité.

Je remercie chaleureusement Monsieur le Professeur **Mohamed ZAOUI**, Professeur à l'Ecole Nationale Supérieure des Mines de Rabat pour ses encouragements tout au long des années de ma thèse pour la réussite de ce travail.

Je remercie du fond du cœur les Professeurs de l'Ecole Nationale Supérieure des Mines de Rabat et en particulier les professeurs du département génie des matériaux, pour m'avoir permis d'effectuer ce travail dans de bonnes conditions.

Et ce ne sont pas les moindres, je remercie mes collègues et amis professeurs et doctorants, surtout les collègues de l'Ecole Nationale Supérieure des Mines de RABAT et de la Faculté des sciences de RABAT. Ils ont tous mes encouragements pour la suite et ma reconnaissance pour l'ambiance conviviale et chaleureuse qu'ils ont mise au sein des laboratoires.

## **RÉSUMÉ**

---

En milieu buccal, les phénomènes de corrosion et de corrosion de contact des fils et des attaches (brackets) orthodontiques constituent un problème important qui n'est pas encore complètement compris.

Dans ce travail, une étude du comportement à la corrosion des fils d'acier inoxydable et du Nickel-Titane en contact avec les attaches en acier inoxydable dans la salive neutre artificielle et acidifiée, simulant les conditions agressives, est présentée. L'analyse du comportement électrochimique des fils orthodontiques testés a été réalisée dans un environnement buccal à pH = 3 et à pH = 7,8. Les résultats obtenus indiquent que le pH de l'environnement buccal a une influence importante sur la résistance à la corrosion et que les fils en acier inoxydable ont une meilleure résistance à la corrosion en milieu acide comparativement aux alliages Nickel-Titane. Une simulation théorique du contact entre le fil et l'attache (bracket) a été effectuée à l'aide du logiciel MATHCAD (Version 14) dans le cas d'un chargement linéaire et Hertzien avec une charge tangentielle supplémentaire. Les résultats montrent que la charge maximale de cisaillement est obtenue à l'interface entre la zone d'adhérence et le zone de micro-glissement du contact et est orientée vers le côté le plus sollicité. Dans cette recherche, une étude de l'effet combiné de la corrosion et du fretting induit par les petites déflexions imposées sur l'arc orthodontique en acier inoxydable et en Nickel-Titane en contact avec l'attache en acier inoxydable dans la salive artificielle neutre et acidifiée qui simule les conditions agressives est présentée. L'analyse électrochimique des matériaux orthodontiques a d'abord été réalisée en environnement buccal et sous l'effet combiné de la corrosion du fretting à l'aide d'un banc d'essai expérimental conçu à cet effet. Les résultats obtenus indiquent que le pH de l'environnement buccal a une influence importante sur la résistance à la corrosion et que l'effet combiné du processus de corrosion et de fretting a une incidence significative sur le comportement à la corrosion des matériaux testés dans l'environnement buccal. L'analyse de la zone de contact entre les éléments a également été réalisée à l'aide de SEM et EDS. Les analyses ont révélées des traces de Titane sur la zone de contact de l'attache en acier inoxydable, ce qui met en évidence un phénomène d'usure adhésive entre le fil de Nickel-Titane et l'attache en acier inoxydable.

---

**Mots-clefs:** Acier inoxydable, Alliage de Ni-Ti, Corrosion, Fretting , Orthodontique , pH acide,

## ***ABSTRACT***

---

In oral environment, corrosion and fretting corrosion phenomenon of orthodontic wires and bracket, present an important problem that is not yet fully very understood.

In this work, an investigation of the corrosion behavior on stainless steel and nickel titanium the orthodontic arch-wire alloys in neutral artificial and acidified saliva which simulate the aggressive conditions is presented. Analysis of electrochemical materials behavior of the orthodontic wires has been conducted in the oral environment at pH=3 and pH=7.82. The results indicate that the pH of oral environment has an important influence on the corrosion resistance and the stainless steel wire have better resistance to corrosion in acid medium.

A simulation of the contact between wire and bracket was conducted using MATHCAD software in the case of a linear and Hertzien loading with an additional tangential load. Result show that the maximum tangential load is obtained at the interface between the stick-zone and the micro-slip zone and is oriented towards the most stressed side.

In this research, an investigation of the combined effect of the corrosion and the fretting induced by small deflections imposed on the orthodontic stainless steel and nickel titanium arch-wire in contact with stainless steel bracket in neutral artificial and acidified saliva which simulate the aggressive conditions is presented. Electrochemical analysis of orthodontic materials has been firstly conducted in the oral environment and under the combined effect of fretting-corrosion using an experimental test bench designed for this effect. The results indicate that the pH of oral environment has an important influence on the corrosion resistance and the combined effect of the fretting corrosion process affects significantly the corrosion behavior of materials tested in the oral environment. Analysis of contact zone between elements has also conducted using SEM and EDS shows traces of titanium on the contact zone of the stainless steel bracket, which highlights adhesive wear between the nickel-titanium wire and the stainless steel bracket.

---

**Keywords :** Corrosion , Fretting, Nickel-Titane, Orthodontic , pH acide, Stainless steel



## Table des matières

<i>Remerciements</i> .....	Erreur ! Signet non défini.
<i>Dédicaces</i> .....	1
<b>Table des matières</b> .....	<b>7</b>
<b>Table des figures</b> .....	<b>10</b>
<b>Liste des tableaux</b> .....	<b>13</b>
<b>Liste d'abréviations et des signes</b> .....	<b>14</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>5</b>
<b>Introduction générale</b> .....	<b>15</b>
<b>CHAPITRE I :</b> .....	<b>18</b>
<b>REVUE BIBLIOGRAPHIQUE</b> .....	<b>18</b>
<b>I. Biomatériaux dentaires (Eléments ortho-ontiques)</b> .....	<b>19</b>
<b>I.1 Généralités</b> .....	19
<b>I.2 Fils utilisés en orthodontie</b> .....	19
<b>I.2.1 Définition</b> .....	19
<b>I.2.2 Comparaison des fils ronds et des fils carrés</b> .....	19
<b>I.2.3 Diamètre des fils</b> .....	20
<b>I.3 Fils orthodontiques et phases de traitement</b> .....	21
<b>I.3.1 Fils en acier inoxydable</b> .....	23
<b>I.3.2 Fils en nickel titane</b> .....	25
<b>II. Les types de salive</b> .....	<b>28</b>
<b>II.1 La salive buccal</b> .....	28
<b>II.1.1 Composition de la salive</b> .....	28
<b>II.1.2 Propriétés physico-chimiques</b> .....	29
<b>II.2 La salive artificielle</b> .....	30
<b>II.2.1 Définition</b> .....	30
<b>II.2.2 Composition d'une salive artificielle</b> .....	31
<b>II.2.3 Comportement des éléments orthodontique en salive artificielle acidifiée</b> . 31	
<b>III. Les types de corrosion</b> .....	<b>32</b>
<b>III.1 Types de corrosion electrochimique</b> .....	32
<b>III.1.1 La corrosion uniforme</b> .....	32
<b>III.1.2 La corrosion galvanique</b> .....	33
<b>III.1.3 La corrosion par piqûre</b> .....	34
<b>III.1.4 La corrosion caverneuse</b> .....	35
<b>III.1.5 La corrosion sélective</b> .....	35
<b>III.1.6 La corrosion sous contraintes</b> .....	36

III.2	Potentiel de corrosion.....	36
III.3	Vitesse de corrosion.....	36
IV .	La corrosion des éléments orthodontiques.....	<b>38</b>
IV.1	Différentes formes de corrosion des alliages orthodontiques.....	38
IV.1.1	La corrosion uniforme .....	38
IV.1.2	Corrosion galvanique .....	39
IV.1.3	Corrosion par piqûres .....	41
IV.1.4	Corrosion caverneuse .....	42
IV.1.5	Corrosion intergranulaire.....	42
IV.1.6	Corrosion-frottement (tribocorrosion).....	43
IV.1.7	Corrosion sous contraintes mécaniques .....	43
IV.2	Effets de la corrosion sur les fils orthodontiques .....	46
IV.2.1	Corrosion de l'acier inoxydable .....	46
IV.2.2	La corrosion du titane et de ses alliages .....	47
V .	Fretting :.....	<b>50</b>
V.1	Définition : .....	50
V.2	Les différents types de fretting.....	51
V.2.1	Fretting-wear .....	51
V.2.2	Fretting-wear sous contraintes.....	51
V.2.3	Fretting- fatigue.....	51
V.3	Les différents régimes de glissements.....	52
V.3.1	Régimes de glissements partiels .....	52
V.3.2	Régimes de glissement total.....	53
VI .	Fretting corrosion.....	<b>54</b>
	CHAPITRE II : .....	<b>56</b>
	APPROCHE THEORIQUE.....	<b>56</b>
I .	Aperçu théorique de la mécanique du contact .....	<b>57</b>
I.1	Considérations géométriques .....	57
I.2	Aspect mécanique du contact .....	61
I.3	Contraintes de volume .....	62
I.4	Contraintes de surface .....	68
	CHAPITRE III : .....	<b>78</b>
	MATERIELS ET METHODES .....	<b>78</b>
I .	Introduction .....	<b>79</b>
II .	Matériels utilisés :.....	<b>79</b>
I.1	Choix des éléments orthodontiques :.....	79
I.2	Milieux artificiels.....	80



<b>III . Méthodes expérimentales :</b>	<b>82</b>
<b>II.1 Méthodes électrochimiques</b>	82
<b>III.1.1 Techniques stationnaires</b>	82
<b>III.1.2 Techniques non stationnaires</b>	83
<b>II.2 Montage expérimentaux</b>	85
<b>III.1.4 Montage électrochimique</b>	85
<b>III.1.5 Montage de fretting-corrosion</b>	86
<b>III.1.6 Etalonnage de l'appareil</b>	88
<b>II.3 Paramètres contrôlant le glissement entre fils et bracket</b>	93
<b>CHAPITRE IV :</b>	<b>96</b>
<b>RESULTATS ET DISCUSSIONS</b>	<b>96</b>
<b>I. Corrosion des éléments orthodontiques :</b>	<b>97</b>
<b>I.1 Étude électrochimique</b>	97
<b>I.1.1 Evaluation du potentiel d'abandon</b>	97
<b>I.1.3 Mesure d'impédance</b>	101
<b>II. Les essais de fretting-corrosion</b>	<b>106</b>
<b>II.1 Analyse électrochimique</b>	107
<b>II.2 Critères d'inclusion et d'exclusion:</b>	108
<b>III. Résultats :</b>	<b>108</b>
<b>III.1 Les essais de fretting-corrosion :</b>	108
<b>III.1.1 Cas du contact entre fil en Ti-Ni et bracket en acier inoxydable :</b>	108
<b>III.2 Examen morphologique du Fretting-corrosion de la surface de contact dans la salive simulée</b>	111
<b>III.3 Contact entre le fil en Ti-Ni et bracket en acier inoxydable</b>	111
<b>IV. Discussion:</b>	<b>116</b>
<b>IV.1 Analyse du Fretting-fatigue</b>	116
<b>IV.2 Analyse du contact entre le fil Ni-Ti et Bracket en acier inoxydable</b>	116
<b>IV.3 Analyse du contact entre le fil bracket en acier inoxydable</b>	117
<b>Conclusion générale</b>	<b>118</b>
<b>Références bibliographique</b>	<b>120</b>
<b>Annexe 1:</b>	<b>125</b>
<b>Annexe 2:</b>	<b>126</b>

## Table des figures

Figure 1: Appareil orthodontique fixe (a) et attache de fil orthodontique(b)[1] .....	19
Figure 2: Position du fil Fil rond dans la Bracket [2].....	20
Figure 3: Classification les différents fils orthodontiques métalliques [3] .....	21
Figure 4: Courbe force/déformation de l'acier inoxydable [7].....	24
Figure 5:Schéma de l'effet mémoire de forme [10].....	26
Figure 6: Plateaux de superélasticité sur un diagramme contrainte/déformation en flexion [10]. .....	27
Figure 7: La corrosion uniforme .....	33
Figure 8:La corrosion galvanique. ....	34
Figure 9:Corrosion par piqûre .....	35
Figure 10:Corrosion caverneuse.....	35
Figure 11:Détermination de la densité de courant de corrosion à partir du diagramme d'Evans .....	38
Figure 12:Corrosion intergranulaire Acier inoxydable [54] .....	43
Figure 13:Courbe d'ondurance comparaison Air et Milieu corrosif .....	45
Figure 14:Différents types de fretting. ....	52
Figure 15:Force tangentielle correspondante aux régimes de glissement partiel.....	52
Figure 16:Force tangentielle correspondante aux régimes de glissement total.....	53
Figure 17:Boucles de fretting et conditions de glissement.....	53
Figure 18:Critères de transition de la condition de glissement .....	54
Figure 19:La distribution de pression pour un contact hertzien, a)un contact elliptique,b) contact circulaire, c)contact linéique.....	57
Figure 20:Disposition générale des axes d'orientation de deux corps en contact.....	59
Figure 21 : Contact entre deux corps cylindriques.....	59
Figure 22 : Action d'une force normale (a) et tangentielle (b) et la combinaison entre les deux charges (c) sur un demi-plan infini. ....	62
Figure 23 : Action d'une charge normale et tangentielle distribuées sur un demi-plan infini ,cas de la charge Hertzienne .....	63
Figure 24: Iso-contraintes $\frac{\sigma_{xx}}{P_0}$ dans le cas d'un chargement hertzien .....	64
Figure 25: Iso-contraintes $\frac{\sigma_{yy}}{P_0}$ dans le cas d'un chargement hertzien.....	64
Figure 26 : Iso-contrainte $\frac{\tau_{xy}}{P_0}$ dans le cas d'un chargement hertzien.....	65

Figure 27 : Iso-contraintes $\frac{\tau_{xy\max}}{P_0}$ de cisaillement maximal dans le cas d'un chargement hertzien .....	65
Figure 28: Distribution d'un chargement linéaire.....	66
Figure 29: Iso-contraintes $\frac{\sigma_{xx}}{P_0}$ dans le cas d'un chargement linéaire.....	66
Figure 30 : Iso-contraintes $\frac{\sigma_{yy}}{P_0}$ dans le cas d'un chargement linéaire.....	67
Figure 31 : Iso-contraintes $\frac{\tau_{xy}}{P_0}$ dans le cas d'un chargement linéaire .....	67
Figure 32: Iso-contraintes $\frac{\tau_{xy\max}}{P_0}$ dans le cas d'un chargement linéaire .....	68
Figure 33 : Zones d'adhérence (a) et de micro-glisement (b).....	69
Figure 34: Différentes zones dans une empreinte de contact soumise à un chargement dissymétrique. ....	73
Figure 35 : Contact cylindre-demi-plan en présence ou non d'un chargement additionnel.....	74
Figure 36 : La distribution de la charge tangentielle le long du contact pour le cas d'un coefficient de friction de $\mu=0,3$ .....	77
Figure 37: Balance .....	81
Figure 38: pH mètre .....	81
Figure 39: Evolution du potentiel en fonction de temps. ....	82
Figure 40: Détermination des paramètres électrochimiques à partir des droites de Tafel. ....	83
Figure 41 : Circuit Re et diagramme de Nyquist correspondant.....	84
Figure 42: Cellule d'étude.....	85
Figure 43: Montage expérimentale électrochimique.....	86
Figure 44: Appareil d'essai de fretting-corrosion.....	87
Figure 45: Schéma présentant les principaux éléments constitutifs du montage.....	87
Figure 46: Principe d'application des forces normale et tangentielle. ....	89
Figure 47: Courbe d'étalonnage (effort sur le ressort P en fonction du déplacement $\Delta L$ ). ....	90
Figure 48: Principe de déplacement des forces tangentielles.....	90
Figure 49: Courbe d'étalonnage (effort sur le ressort F en fonction de déplacement $\Delta L$ ). ....	93
Figure 50: Courbe d'étalonnage (la Tension en fonction de déplacement $\Delta L$ de la bobine). ...	94
Figure 51: Courbe de la variation des tensions côté moteur et bobine en fonction de la force normale.....	95
Figure 52: Évolution du potentiel en fonction du temps des fils Ti-Ni dans les deux solutions étudiées.....	97
Figure 53 : Évolution du potentiel de corrosion en fonction du temps des fils Inox dans les deux solutions étudiées.....	98

Figure 54: Courbe de polarisation de l'alliage Ti-Ni après 1 heure d'immersion dans la salive artificielle. ....	99
Figure 55: Courbe de polarisation de l'acier inoxydable dans la salive artificielle à différents pH. ....	100
Figure 56: Diagrammes d'impédance de l'alliage Ti-Ni après 1 heure d'immersion dans la salive artificielle à différents pH. ....	101
Figure 57: Circuit équivalent utilisé pour modéliser les spectres d'impédance. ....	102
Figure 58: Les graphes d'impédance mesurés et simulés de l'alliage Ti-Ni dans la salive « pH=7,8 et pH=3 » ....	103
Figure 59: Diagrammes d'impédance de l'acier inoxydable après 1 heure d'immersion dans la salive artificielle à différents pH. ....	104
Figure 60: Les graphes d'impédance mesurés et simulés de l'acier inoxydable dans la salive « pH=7,8 et pH=3 » ....	105
Figure 61: Banc d'essai de Fretting-corrosion ....	107
Figure 62: Appareil des essais électrochimique ....	107
Figure 63: Aspect morphologique de la zone de contact sous un grossissement de 500X (a) Fil en Ti-Ni, (b) bracket en acier inoxydable ....	109
Figure 64: Analyse EDS à l'intérieur de la zone de contact au niveau de la Bracket en acier inoxydable ....	109
Figure 65: Analyse EDS à l'extérieure de la zone de contact au niveau de la Bracket en acier inoxydable ....	110
Figure 66: La zone de contact entre le fil et la bracket en acier inoxydable sous le grossissement 505X ....	110
Figure 67: Analyse EDS à l'intérieur de la zone de contact au niveau du fil Ti-Ni ....	111
Figure 68: La zone de contact sous le phénomène de fretting entre la Bracket en acier inoxydable et le fil en Ti-Ni ....	112
Figure 69: Analyse SEM de la surface de contact du fil Ti-Ni ....	112
Figure 70: Analyse EDS loin de la zone de contact au niveau de la Bracket en acier inoxydable. ....	112
Figure 71: Analyse EDS de la Bracket en acier inoxydable ....	113
Figure 72: Evolution du potentiel de corrosion pour le fil en Ti-Ni durant le fretting ....	114
Figure 73: Observation SEM du fil en acier inoxydable. ....	115
Figure 74: Evolution du potentiel de corrosion du fil en acier inoxydable durant le fretting	115

## Liste des tableaux

Tableau 1: Composition de l'acier 304 L [5]. .....	23
Tableau 2: Contraintes de surface dans un contact (Cas d'un macroglissement). .....	70
Tableau 3: Composition des fils en acier inoxydable et en Ti-Ni. ....	80
Tableau 4 : Composition de la Bracket en acier inoxydable. ....	80
Tableau 5 : Composition de la salive artificielle utilisée .....	80
Tableau 6: Les résultats des essais mécaniques sur un fil métallique sans cuve. ....	94
Tableau 7: Paramètres associés aux courbes de polarisation .....	100
Tableau 8: Paramètres associés aux courbes $i = f(E)$ . ....	101
Tableau 9: Paramètres impédancemétriques de l'interface alliage Ni-Ti/salive acide ou neutre. .....	103
Tableau 10: paramètres cinétiques déduits des diagrammes d'impédance. ....	106

# Liste d'abréviations et des signes

Ni-Ti	: Alliage Nickel-Titane
CuTi-Ni	: Alliage Copper-Nickel-Titane
TMA	: Alliage Titane-Molybdène
$A_f$	: Température où se termine la transformation austéénitique (Austénitic finish)
$M_F$ Finich)	: Température où se termine la transformation martensitique (Martensitic Finich)
Ig A	: Immunoglobuline type A
MIC	: Corrosion induite par les microorganismes (Microbial Induced Corrosion)
$R_e$	: Résistance de l'électrolyte
$R_t$	: Résistance de transfert de charge
S.A	: Salive artificielle
M.O	: Microscope optique
$V_{corr}$	: Vitesse de corrosion
$E_{corr}$	: Potentiel de corrosion
$I_{corr}$	: Densité de courant de corrosion
mV/ECS	: millivolt par rapport à l'électrode au calomel saturé
CPE	: Circuit électrique équivalent
CEE	: Élément de phase constante (the constant phase element)
$Q_c$	: Capacité de double couche
DC	: Double couche
LVDT	: Capteur électrique passif (inductif) de déplacements linéaires
$\delta_0$	: La valeur du débattement pour un effort tangentiel nul

## **INTRODUCTION GENERALE**

Le dispositif orthodontique utilisé dans le traitement de la malocclusion est constitué par divers fils métalliques. Ces dispositifs métalliques sont amenés à séjourner dans la cavité buccale des patients pour des périodes plus ou moins longues, sous de nombreuses contraintes et variations telles que les forces masticatoires, le chargement de l'appareil, les fluctuations de température, les variétés de nourriture ingérée et la salive. Le matériau le plus favorable est celui qui est capable de résister aux conditions les plus extrêmes rencontrées dans la cavité buccale.

Le comportement de ces matériaux peut être analysé sous deux angles différents : les effets du matériau sur le milieu (biocompatibilité), ainsi que les effets du milieu sur le matériau (biodégradation).

La corrosion est la cause principale de cette dégradation. En effet, la corrosion localisée et les sites microbiens qui se produisent entre le fil et la bracket sont causés par fretting-corrosion « micro-glissement engendrées entre deux surfaces en contact dans le milieu corrosif »

Le domaine qui permet d'associer le frottement et la corrosion en milieu biologique est la biotribocorrosion. C'est un domaine d'étude assez récent. Les enjeux scientifiques sont nombreux : l'usure des biomatériaux, dont l'usure par le fretting-corrosion, entraîne la génération de débris et d'ions métalliques qui conduisent à une infection des tissus et des intoxications.

Généralement, les alliages utilisés dans le domaine dentaire résistent mieux à la corrosion grâce à une fine couche qui se forme à sa surface qui permettrait d'isoler le métal du milieu corrosif. Cette couche, compacte, adhérente et protectrice est appelée couche passive et l'action du fretting réduit largement sa résistance à la corrosion dans le milieu buccal. La couche passive protectrice peut être détruite en laissant le métal nu, sensible à la corrosion. La compréhension du mécanisme de dégradation par fretting-corrosion est donc un point clé scientifique important.

Ainsi, l'objectif de ce travail est d'étudier l'effet combiné de la corrosion (le comportement électrochimique) et de la fatigue induite par petits débattements (Fretting-corrosion) des fils orthodontiques en acier inoxydable et en nickel-titane dans une salive artificielle normale et acidifiée.

Dans un premier chapitre, nous présentons des généralités sur la discipline de l'orthodontie et les propriétés des fils orthodontiques, ainsi que leur biocompatibilité. Puis nous avons détaillé les différentes formes de la corrosion et les facteurs influençant cette dégradation, ensuite le fretting sous ses différents types et leurs effets.

Notre travail a porté sur deux volets : simulation sur MATCHAD et une étude expérimentale.

Dans le chapitre I, nous présentons ensuite, une approche théorique permettant de faire une simulation sur Mathcad afin de mieux comprendre la concentration de la charge de cisaillement maximale pour le cas d'un chargement de type hertzien et sous un chargement linéaire pour modéliser le cas réel du contact entre le fil dentaire et la bracket dans le milieu buccal.

Dans le chapitre II, le matériel et les différentes méthodes expérimentales qui ont été utilisés dans cette étude sont reportés et détaillés pour expliquer la méthodologie du travail.

Dans le dernier chapitre, et en se référant aux divers travaux de recherches menés dans ce contexte, les paramètres influant et qui doivent être pris en compte pour toute recherche concernant la force normale et tangentielle de contact lors du serrage, la fréquence de débattement, le milieu buccal et les déplacements imposés ont été étudiés. À l'aide d'un montage expérimental composé d'une cellule de fretting-corrosion, conçu à cet effet, des essais expérimentaux sur des éléments orthodontiques, en vue de caractériser et identifier les dégradations provoquées sur divers types de matériaux, sous l'effet du fretting-corrosion dans des milieux artificiels ont été alors menés.

Enfin, une conclusion générale avec des perspectives ont été données à la fin du manuscrit.



# **PARTIE I**

**CHAPITRE I :**

**REVUE**

**BIBLIOGRAPHIQUE**

## I. Biomatériaux dentaires (Eléments ortho-ontiques)

### I.1 Généralités

L'orthodontie ou orthopédie dento-faciale est une spécialité de la médecine dentaire qui consiste à favoriser une meilleure occlusion dentaire en corrigeant les défauts de positionnement des os, des mâchoires et des dents. Cette spécialité revêt également une dimension esthétique importante pour le patient. Pour parvenir à une amélioration, l'orthodontiste dispose de toute une panoplie d'appareillages plus ou moins complexes qui peuvent exercer des forces au niveau des dents. L'orthodontiste va utiliser des appareils variés choisis en fonction d'un diagnostic précis établi au début du traitement.

Ces appareillages sont généralement des Bracket métalliques ou en céramique (Figure 1) collés sur la face externe des dents. Ces Bracket vont permettre de faire glisser les dents le long d'un arc afin de les amener en bonne position [1].

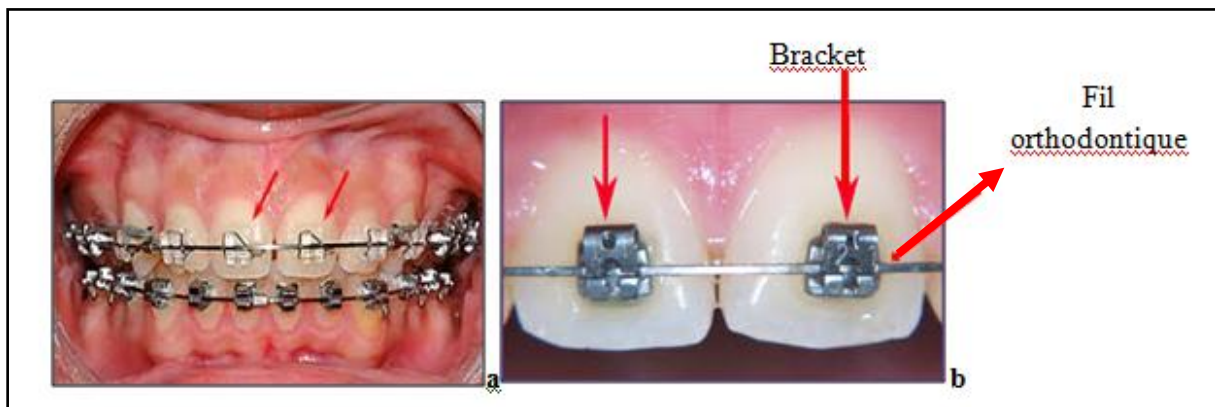


Figure 1: Appareil orthodontique fixe (a) et attache de fil orthodontique(b)[1]

### I.2 Fils utilisés en orthodontie

#### I.2.1 Définition

Un fil orthodontique est constitué par un brin ou par l'assemblage de plusieurs brins d'alliage. Il est destiné à provoquer, guider ou empêcher le déplacement dentaire. Le choix du fil le mieux adapté à chaque situation orthodontique dépend de la connaissance des propriétés des fils orthodontiques et des procédés qui permettent de les modifier. Ce choix dépend aussi de la section, de la longueur et de la composition du fil [2]. Les fils orthodontiques peuvent être ronds, carrés ou rectangulaires. La forme de l'emplacement du fil dans la Bracket étant habituellement rectangulaire, le type de fil qui y est inséré aura un effet différent selon la forme et le diamètre du fil.

#### I.2.2 Comparaison des fils ronds et des fils carrés

Les fils de type rond agissent un peu comme un "joint universel" en permettant à la bracket de basculer facilement autour du diamètre exerce par conséquent une action plus

directe dans les autres directions. Ils sont constitués d'un seul ou plusieurs brins métalliques torsadés. Les fils ronds offrent moins de surface de contact entre le fil et les parois des brackets ce qui crée moins de "friction" et permet ainsi de déplacer les dents plus facilement et avec des forces plus légères. Ils sont libres de tourner dans la bracket avec très peu de résistance (Figure 2). La plus faible friction avec les fils ronds est utile pour déplacer des dents sur des distances plus grandes (plusieurs millimètres) comme lors de la fermeture d'espaces d'extractions.



Figure 2: Position du fil Fil rond dans la bracket [2]

Concernant les fils carrés ou rectangulaires, ils sont utilisés pour exercer une action sur la dent dans les 3 dimensions; les fils rectangulaires dans un emplacement de section rectangulaire (forme de la bracket) constitue le contact ultime entre un fil et la bracket. Le contact du fil avec les parois du boîtier exercera une rotation de la bracket et la dent sur laquelle elle est attachée.

### **I.2.3 Diamètre des fils**

Il faut non seulement considérer la forme du diamètre du fil (rond ou carré) comme paramètre mais aussi sa grosseur. En effet plus le diamètre du fil est petit, plus il peut être déformé et plus la force qu'il génère est légère. Ces fils peuvent donc être utilisés sur des dents très déplacées.

La classification des différents fils orthodontiques utilisés actuellement par les cliniciens est représentée sur la Figure 3.

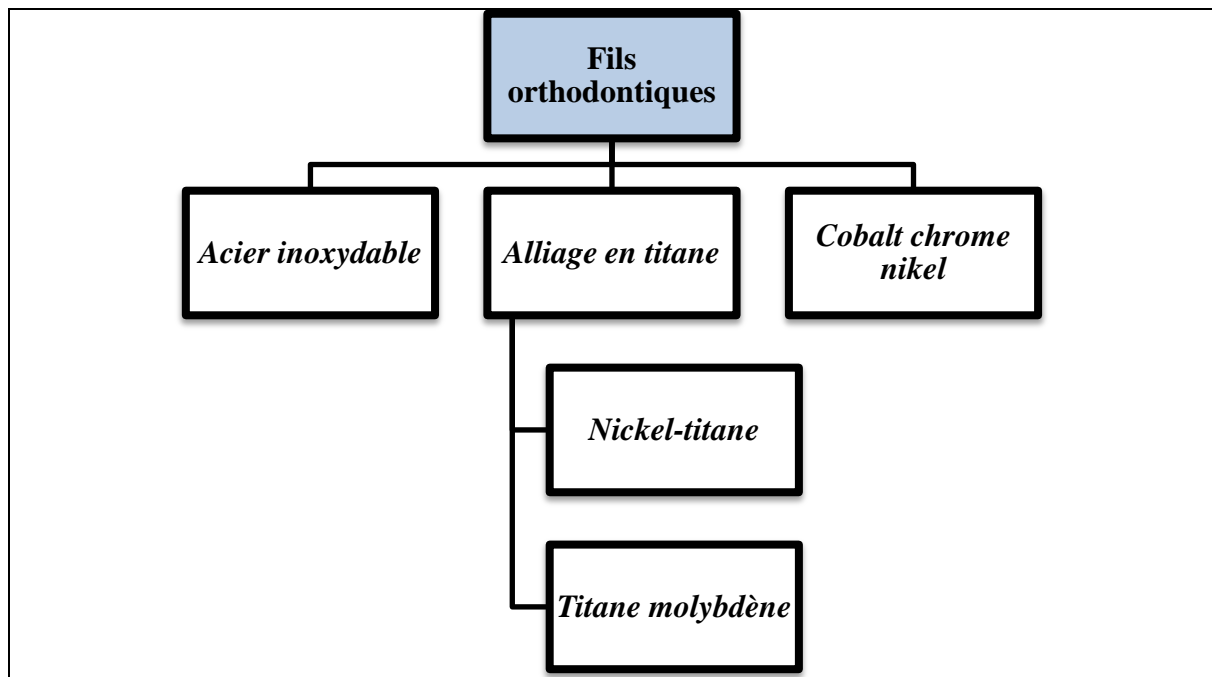


Figure 3: Classification les différents fils orthodontiques métalliques [3]

### I.3 Fils orthodontiques et phases de traitement

Le traitement orthodontique peut être complexe et requiert de la part du clinicien de bien comprendre les propriétés mécaniques des fils pour les utiliser le plus adéquatement possible lors des différentes phases du traitement.

Généralement, on divise un traitement orthodontique en trois phases qui diffèrent par leurs objectifs.

La phase primaire de traitement est une phase de correction des rotations dentaires et de nivellement. Le clinicien cherche lors de cette phase à pouvoir introduire le fil dans tous les boitiers même en présence de sévères malpositions. Pour cela, il cherche à utiliser un fil qui possède : une résistance élevée, une zone élastique large, un module élastique élevé et une forte mémoire élastique. On pourra donc utiliser lors de cette phase des fils en Ti-Ni ou en CuTi-Ni, ou plus rarement des fils en acier inoxydable torsadés.

Lors de la deuxième phase de traitement, les objectifs seront une correction de nombreux mouvements, en deuxième et en troisième ordre, les fermetures d'espaces et les mouvements d'intrusion et d'extrusion. Cette phase est plus longue que la première et nécessite l'utilisation des fils qui possèdent un module d'élasticité moyen, une bonne formabilité (pour pouvoir incorporer des boucles et des plis), une bonne mémoire élastique,

un taux de friction bas et la capacité d'être soudables. On pourra donc utiliser lors de cette phase des fils en acier inoxydable et en TMA.

La dernière phase, dite de finition, peut se subdiviser en deux étapes distinctes :

- Utilisation des fils très rigides pour maintenir les résultats obtenus et permettre l'utilisation de mécaniques inter-arcades. Cette phase nécessite l'utilisation des fils de modules d'élasticité élevés, soudables, possédant une bonne formabilité et une grande résistance à la fracture. L'acier inoxydable et le TMA sont utilisables.
- La deuxième étape peut être nécessaire si tous les objectifs ont été atteints sauf une intercuspidation parfaite. L'occlusion d'intercuspidie maximale (OIM) est la position d'occlusion où le rapport d'engrènement dentaire se caractérise par le plus grand nombre de contacts inter arcades et où l'intensité des contractions isométriques est maximale. C'est la référence vers laquelle tout le monde se dirige de façon réflexe après un premier contact, pour trouver son équilibre. Les fils utilisés lors de cette étape sont des fils en acier inoxydable tressés de gros diamètre (pour remplir la lumière des boîtiers et conserver un contrôle de troisième ordre) ou des fils en Ti-Ni au maxillaire qui autorise une légère extrusion pour l'occlusion comme il se doit [4].

Les déformations dans les trois ordres peuvent être résumés comme suit :

- **Premier ordre**

Il s'agit des déformations dans le plan transversal. Ces courbures permettent d'aligner les dents en prenant en compte la différence d'épaisseur des dents. Ils'agit alors des courbures vues dans la technique bioprogressive ou d'Edgewise : les offset, les baïonnettes,... On peut également ajouter des courbures de premier ordre afin de redresser une dent qui serait en rotation [5].

- **Deuxième ordre**

Il s'agit des déformations dans le plan vertical. Elles permettent donc de déplacer les dents verticalement ou de les incliner dans le sens mésio-distal, comme nous l'avons vu avec les arcs idéaux Edgewise.

- **Troisième ordre**

Il s'agit des déformations dans le plan antéro-postérieur : le torque, c'est-à-dire l'inclinaison vestibulo-linguale des dents.

### I.3.1 Fils en acier inoxydable

Ce matériau “classique” a l’avantage d’être peu coûteux et d’offrir moins de friction dans les boîtiers que d’autres alliages ce qui facilite les déplacements des dents.

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 et aussi des caractéristiques mécaniques élevées.

#### I.3.1.1 Composition et microstructure

L’acier inoxydable a été introduit en orthodontie sous sa forme austénitique pour remplacer les alliages qui résistent à la corrosion et sont très couteux.

Parmi les nombreuses nuances d’aciers inoxydables les plus utilisables dans le domaine orthodontique, on trouve l’acier 304L, dont la composition est présentée dans le Tableau 1.

Tableau 1: Composition de l’acier 304 L [6].

Composition	Fe	Cr	Ni	Mn	Mo	Si	S	C	Cu	Co	N	V
Pourcentage en wt%	69,9	17,7	7,9	1,75	0,32	0,015	0,006	0,025	0,84	0,17	0,07	0,1

Le chrome permet de passiver l’alliage et le rend résistant à la corrosion tandis que le nickel stabilise l’alliage dans sa forme austénitique également plus résistante à la corrosion. Ces alliages présentent classiquement une structure cubique face centrée (CFC).

#### I.3.1.2 Propriétés des aciers inoxydables

Les aciers inoxydables présentent une grande variété de structures et donc de propriétés physique, mécaniques (Figure 4) et surtout chimique. La principale propriété de ces aciers est leur excellente résistance à la corrosion, ce qui leur donne une durée de vie quasi exceptionnelle dans une grande majorité de milieux. À cette propriété fondamentale, s’ajoutent les caractéristiques mécaniques élevées à hautes comme à basses températures. Il s’agit donc d’un fil particulièrement utile dans les derniers stades de traitement et plutôt contre-indiqué dans les stades initiaux [7].

Les fils en acier inoxydable se caractérisent par :

- Un module d'élasticité élevé, caractéristique d'un alliage rigide.
- Une zone élastique limitée avec un domaine plastique réduit.
- Pour de faibles déflexions, l'acier inoxydable produira de grandes forces durant une courte période de temps, le contraire des forces faibles recherchées.
- Pour des déflexions plus grandes, l'acier inoxydable subira une déformation plastique. De plus, les fils en acier inoxydable présentent une faible résistance à la déformation permanente.

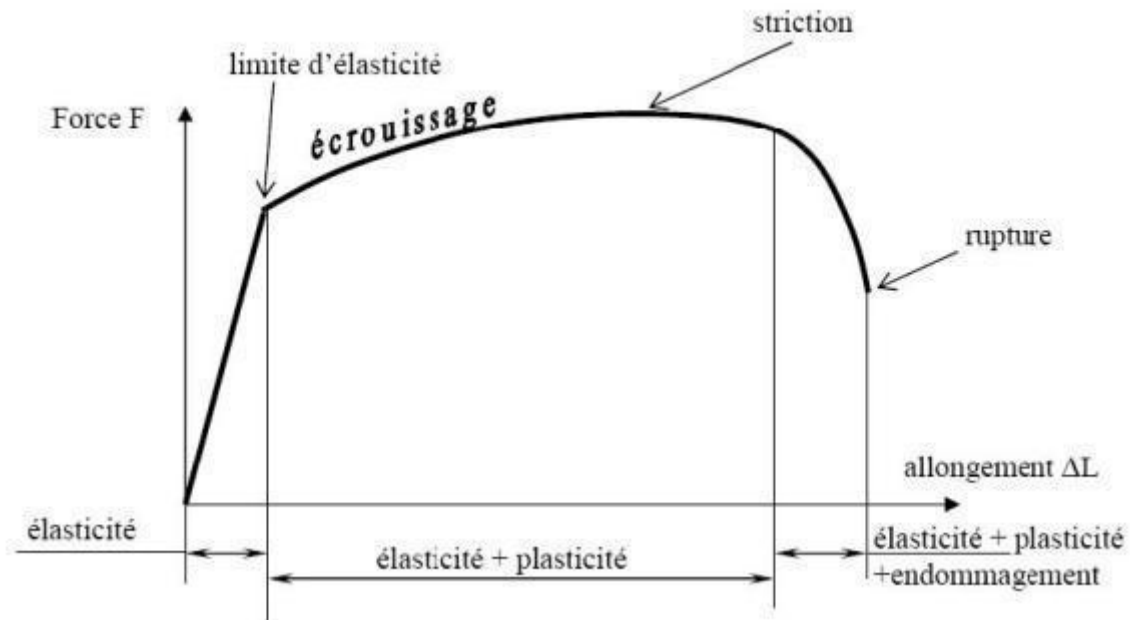


Figure 4: Courbe force/déformation de l'acier inoxydable [8].

### I.3.1.3 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.

La résistance à la corrosion des aciers inoxydables est la fonction du chrome et du molybdène dans les aciers inoxydables contribue à augmenter leur résistance à la corrosion [9].



### **I.3.2 Fils en nickel titane**

De nouveaux alliages offrent une flexibilité et résistance aux fils, ce qui leur procure des avantages majeurs par rapport à l'acier inoxydable.

Le titane est connu depuis 1791, mais il est utilisé dans l'industrie que depuis une quarantaine d'années (difficulté d'usinage). Ses domaines d'application sont nombreux : aérospatiale, industrie chimique, médecine (prothèse de hanche, boîtier de stimulateur cardiaque), odontologie. Le titane et ses alliages connaissent actuellement un engouement majeur en médecine, liés à leurs propriétés biologiques et physico-chimiques remarquables [10]. Le titane est un élément très réactif, ce qui constitue à la fois la base de sa biocompatibilité mais aussi sa difficulté pour sa mise en forme [11].

#### **I.3.2.1 Composition et microstructure**

Les fils en nickel-titane existent en plusieurs types :

- Ti-Ninol conventionne : Il s'agit d'un alliage qui contient 55% de nickel et 45% de titane. Il est utilisé sous une forme martensitique stabilisée et ne subit pas de transition vers la phase austéTi-Nique.
- Le Ti-Ni développé en chine a été mis au point spécifiquement pour l'orthodontie par Tien Hua Cheng et ses collaborateurs de l'institut général de recherche sur les métaux non-ferreux de pékin [12] .Sa composition et son procédé de fabrication ont été gardés secrets par la compagnie. Ce type de fil Ti-Ni est caractérisé par sa phase austéTi-Nique parent, écrouissage faible, sa température de transition faible et son coefficient de raideur variable.
- Le Ti-Ni japonais, commercialisé sous le nom de Bioforce ®, Sentalloy ® ou Neosentalloy ®. Cet alliage, composé de 50,4 % de nickel et 49,6% de titane, possède toutes les propriétés recherchées en orthodontie [13]
- Copper Ti-Ni® délivre par rapport au nickel titane classique une force constante sur une plus grande étendue d'activation. Il présente aussi un meilleur effet détente ainsi qu'une résistance à la déformation permanente plus marquée [14].

#### **I.3.2.2 Propriétés des alliages nickel-titane**

Les alliages en nickel-titane possèdent généralement deux propriétés particulières: la mémoire de forme et la superélasticité.

### I.3.2.3 Mémoire de forme

La propriété de mémoire de forme est l'aptitude d'un échantillon ayant subi une déformation importante à l'état martensitique, donc un changement de forme notable, à récupérer sa forme initiale à l'état austénitique, dont il a gardé le « souvenir », par chauffage à température supérieure à  $A_f$  comme montré sur la Figure 5. La forme prédéfinie est la forme de l'état austénitique ou haute température. Lors d'un refroidissement jusqu'à l'état martensitique, la forme n'est pas modifiée. Cela est dû à l'auto-accommodation des variantes. Si on applique une contrainte sur l'échantillon, et après décharge, une déformation permanente est introduite (réorientation de variantes de martensite suivi d'un retour partiel des variantes). Le retour à la forme initiale est obtenue lors de la transformation martensite-austénite par simple chauffage à  $T > A_f$ . Finalement, un refroidissement sans charge vers  $T < M_f$  ne changera plus la forme. C'est l'effet mémoire de forme simple sens.

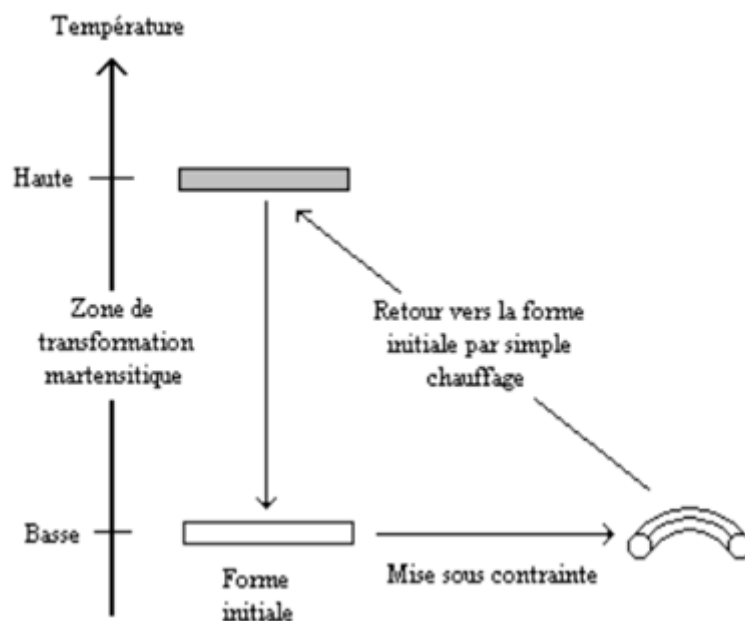


Figure 5:Schéma de l'effet mémoire de forme [15].

### I.3.2.4 Superélasticité

Dans le domaine de température où l'austénite est « stable » ( $T > A_f$ ), la transformation martensitique peut être provoquée sous contrainte. La superélasticité se manifeste par la récupération complète de la forme de l'échantillon lorsque la contrainte appliquée cesse. L'énergie est stockée de façon non dissipative et peut être récupérée complètement.

On considère l'alliage de type Nickel-Titane à une température constante supérieure à sa température  $A_f$  (Figure 6).

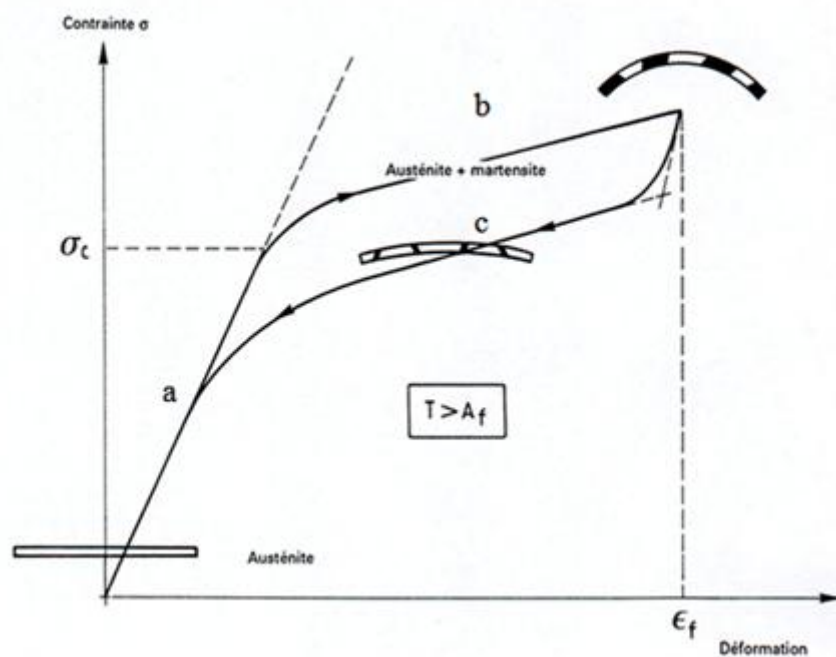


Figure 6: Plateaux de superélasticité sur un diagramme contrainte/déformation en flexion [15].

(déformation élastique de l'austénite (a), formation de martensite induite sous contrainte (b) et réversion totale de la martensite vers l'austénite jusqu'à une déformation nulle (c))

L'application d'une contrainte induit des variantes de martensite orientée qui provoque une déformation importante dans le même sens que cette contrainte. Cette déformation est réversible : lors de la suppression de la contrainte, il se produit la transformation inverse en austénite. Ce comportement est appelé effet superélastique et se traduit par la présence sur le diagramme contrainte/déformation d'un plateau horizontal lors de l'activation et de la désactivation.

La martensite apparaît à partir d'une contrainte critique  $\sigma_c$  et disparaît à contrainte plus faible en raison de l'hystérésis. La contrainte critique croît linéairement avec la température d'essai  $T_e$ .

### I.3.2.5 Résistance à la corrosion

Le titane et ses alliages ont montré d'excellentes propriétés de résistance à la corrosion en solution saline, ou acide et sont considérés comme les matériaux les plus biocompatibles.

Plusieurs études ont montré que le Ti-Cp, Ti-6Al-4V, Ti-20Cu, Ti-15V et Ti-30Pd présentent une couche de passivation importante et sont résistants à la corrosion en milieu buccal. D'autres études ont montré que le relargage d'ions Ti d'un Ti-Cp est très bas en salive artificielle à des températures physiologiques.[16]

Cependant, même si les alliages de titane sont très résistants à la corrosion grâce à la stabilité de leur couche d'oxyde de surface (couche de passivation,  $TiO_2$ ), ils peuvent toutefois subir des attaques. En effet, si la couche d'oxyde de surface est abimée ou retirée, et qu'elle ne peut pas se reformer, le titane devient autant corrodable que les autres métaux non nobles. Des études ont montré que le fluor pouvait infiltrer la couche d'oxyde de surface de titane, particulièrement à des pH faibles. Ainsi, on a pu démontrer l'importance d'un brossage le moins abrasif possible sur les surfaces de titanes, particulièrement le Ti-Cp [17].

## **II . Les types de salive**

### **II.1 La salive buccal**

La salive est composée de sécrétions exocrines muco-séreuses théoriquement claires. Elle est issue de trois paires de glandes salivaires principales, chacune produisant un fluide de viscosité particulière, modifiant ainsi la composition et la texture de la salive totale, en fonction de leur sécrétion individuelle. Ce sont les glandes parotides, les glandes sous-maxillaires (sous mandibulaires) et sublinguales, qui sont responsables de la sécrétion de 92 à 95 % de la salive. Le reste de la sécrétion, 5 à 8 % est assurée par des glandes salivaires accessoires disséminées dans la cavité buccale, notamment les joues, le palais et les lèvres.

Chaque glande à un type de sécrétion particulier, variable dans le temps et avec les stimulations, le débit salivaire et les heures de prélèvement. Le contrôle du flux salivaire se fait d'ailleurs par le système nerveux autonome [18].

#### **II.1.1 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**. Elle est composée à 99,5% d'eau. Le restant est représenté par 0,3 % de substances organiques et 0,2 % de substances inorganiques.

##### **II.1.1.1 Constituants organiques**

L'essentiel des composants organiques de la salive est représenté par deux catégories de protéines :

**a. Les protéines intrinsèques :** Elles sont synthétisées par les glandes salivaires.

- L'amylase : synthétisée par les cellules séreuses.
- La lipase : sécrétée par les glandes de Von Ebner, et ayant un rôle important dans la digestion des lipides surtout chez le nouveau-né.
- Des glycoprotéines et des mucopolysaccharides : les glycoprotéines adhèrent à la surface des dents et participent à la formation de la cuticule de l'émail.

**b. Les protéines extrinsèques :** Elles proviennent du sérum sanguin.

- Les albumines ou immunoglobulines (Ig), surtout des Ig A, ayant un rôle dans le contrôle immunologique bactérien de la cavité buccale.
- Le lysozyme.
- Substances à activité hormonale : NGF (Nerve Growth Factor), EGF (Epithelial Growth Factor), dont le rôle est mal connu. Aussi des glucides et des lipides.

### II.1.1.2 Constituants inorganiques

Les principaux ions inorganiques de la salive sont : sodium ( $\text{Na}^+$ ), potassium ( $\text{K}^+$ ), chlorure ( $\text{Cl}^-$ ) et hydrogénocarbonate ( $\text{HCO}_3^{-2}$ ).

- **Le bicarbonate et le gaz carbonique :** La solubilisation du gaz carbonique dans le milieu buccal provoque la formation d'ions bicarbonates :  $\text{HCO}_3^{-2}$  et  $\text{H}_2\text{CO}_3^-$  ayant un pouvoir tampon. Ainsi, ils contribuent au retour de la salive vers un pH plus alcalin, limitant la déminéralisation des dents.
- **Les chlorures :** L'ion  $\text{Cl}^-$  a une concentration salivaire inférieure par rapport à sa concentration plasmatique. Quand les glandes salivaires sont stimulées, la concentration en ions chlorures augmente fortement pour ensuite baisser durant toute la stimulation.
- **Les ions  $\text{K}^+$  :** Sa concentration salivaire est supérieure à celle du plasma, et diminue lorsque le débit salivaire augmente.
- **Les ions  $\text{Na}^+$  :** Son taux augmente avec le débit salivaire. Sa concentration est toujours inférieure à celle du plasma.

On trouve également en plus petites quantités de : calcium ( $\text{Ca}^{2+}$ ), magnésium ( $\text{Mg}^{2+}$ ), phosphate ( $\text{PO}_4^{3-}$ ), thiocyanate ( $\text{SCN}^-$ ), fluorure ( $\text{F}^-$ ), iodure ( $\text{I}^-$ ) et nitrate ( $\text{NO}_3^-$ ) [19].

### II.1.2 Propriétés physico-chimiques

#### II.1.2.1 Le pH

Le pH de la salive varie selon la glande sécrétrice, la stimulation, le débit et les éléments tampons. Le pH moyen de la « salive totale » non stimulée est de 6,8 à 7,1. La salive la plus acide est la parotidienne et son pH est de 5,8 ; la sous-maxillaire étant la plus alcaline

et son pH est de 6,47. Le pH est fonction du débit et de la stimulation, lorsque le débit augmente après stimulation, le pH de la salive totale augmente jusqu'à 7,32. Le pH le plus bas 2,5 correspond à l'état le plus défavorable rapporté par la littérature même s'il est rarement atteint en bouche. En effet, même après un repas, le pH de la cavité buccale descend rarement au-dessous de 4. Le pH salivaire et le pouvoir tampon salivaire assurent la protection des tissus buccaux en maintenant le pH à une valeur moyenne 6,5 [20].

### **II.1.2.2 La Température**

La température buccale, et donc celle du milieu salivaire, présente d'importantes variations circadiennes. Ses valeurs oscillent entre 36,2 et 37,2 °C, avec une périodicité de 24 heures [21].

#### **II.1.2.2.1 Le pouvoir tampon**

Le pouvoir tampon de la salive, stimulée ou non stimulée, met en jeu trois systèmes tampon : les bicarbonates, les phosphates, et les protéines. Ces différents systèmes tampon ont des domaines de pH optimum différents : de 6,1 à 6,3 pour les bicarbonates, et de 6,8 à 7,0 pour les phosphates. Le système tampon bicarbonate apporte la plus importante contribution au pouvoir tampon salivaire. Il agit notamment pendant la prise alimentaire et la mastication, lorsque le débit salivaire est important. En comparaison avec les bicarbonates, les systèmes phosphates et protéines jouent uniquement un rôle mineur [22].

### **II.1.2.3 Viscosité et pouvoir lubrifiant**

Une autre propriété importante de la salive est sa capacité de lubrification (propriété d'une substance de réduire la friction entre deux surfaces en mouvement) [23].

## **II.2 La salive artificielle**

Les biomatériaux dentaires sont baignés en permanence par la salive durant leur service. L'immersion des échantillons directement au sein de prélèvements de salive naturelle serait inappropriée à cet usage, pour plusieurs raisons : d'abord la difficulté à se procurer de salive naturelle en grande quantité et à résoudre les problèmes d'asepsie inhérent à cette procédure. Mais le principal obstacle est la composition complexe et inconstante de la salive naturelle très fortement variable d'un individu à l'autre, et même au sein d'un seul individu. C'est pourquoi préfère-t-on l'utilisation de salive artificielle, reproductible et basée sur la composition moyenne de la salive naturelle afin de standardiser les tests [24].

### **II.2.1 Définition**

Une salive artificielle est un milieu d'essai simulant la salive naturelle. Elle est obtenue à partir d'une solution mère concentrée (préparées à l'aide d'acide lactique ou d'acide acétique) dans laquelle on retrouve les composants principaux de la salive naturelle.

## II.2.2 Composition d'une salive artificielle

Il existe plus de 60 formules différentes de la salive artificielle dans la littérature. Dans leur grande majorité ces formules consistent en une compilation d'éléments inorganiques rencontrés dans la salive naturelle, mais la composante organique de la salive est encore plus rarement prise en compte.

### II.2.2.1 Composition inorganique

On considère que la présence du calcium, phosphate, hydrogénocarbonate et thiocyanate est obligatoire dans une salive artificielle.

### II.2.2.2 Composition organique

Les  $\alpha$ -amylases sont présentes en grande quantité dans la salive, et sont susceptibles d'interférer avec la corrosion des alliages. Les mucines, sont également responsables de la viscosité salivaire.

### II.2.2.3 Propriétés d'une salive artificielle

- **Pouvoir tampon** voisin de  $5,7 \mu\text{mol}\cdot\text{ml}^{-1}$  pour la titration acide de la solution à  $24^\circ\text{C}$  en équilibre avec l'air.
- **pH** initial de 6,8 près de la neutralité.
- **Température** doit être maintenue à  $37^\circ\text{C}$  pour simuler les conditions de la cavité buccale.

## II.2.3 Comportement des éléments orthodontique en salive artificielle acidifiée

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

Les conditions acides et les ions chlorures  $\text{Cl}^-$  peuvent accélérer le processus de corrosion. De ce fait, un régime riche en sel (chlorure de sodium) et des boissons acides carbonatées fournissent un apport régulier d'agents corrosifs. Les produits fluorés (dentifrice, solutions de rinçage) contribuent également à l'acidité buccale et provoquent une susceptibilité à la corrosion augmentée de certains métaux [25].

Plusieurs chercheurs ont travaillé sur la corrosion et la dégradation des acies inoxydable et des alliages Ti-Ni. Nous citons quelques travaux ci-dessous.

Radhakrishnamurty et al. [26] a testé des échantillons d'acier inoxydable et il déduit que la diminution du pH de la solution favorise la corrosion en augmentant le courant de passivité.

Platt et al. [27] ont montré que la résistance à la corrosion des bagues en acier inoxydable est relativement bonne. Il a détecté des signes de corrosion localisée à pH acide.

R. Wiam et al. [28] ont étudié l'influence d'un pH acide sur la résistance à la corrosion des fils orthodontiques en acier inoxydable. Ses résultats montrent qu'un pH inférieur à 4 entraîne une baisse importante de la résistance à la corrosion surtout lorsque l'état de surface est altéré.

Schiff et coll [29] ont étudié par le biais de méthodes électrochimique, le comportement en corrosion d'alliages de titane, utilisés en implantologie ou en orthodontie, dans une salive artificielle acidifiée (pH=2,5). Leurs résultats montrent que le Ti-6Al-4V présente le même comportement que le titane pur. Par contre, la résistance à la corrosion du Ni-Ti et Ni-TiCo est moins bonne que celle du titane. La résistance à la corrosion du Ti-Ni est plus élevée que celle de l'acier inoxydable, car le film passif d'oxyde de chrome n'est pas aussi stable que celui du dioxyde de titane  $TiO_2$ .

### **III. Les types de corrosion**

La corrosion est le phénomène suivant lequel les métaux ont tendance, sous l'action d'agents atmosphériques ou de réactifs chimiques, à retourner à leur état original d'oxyde, carbonate, plus stable par rapport au milieu considéré, et ainsi à subir une détérioration de leurs propriétés. Le problème de la corrosion a pris de nos jours une importance considérable, étant donnée l'utilisation de plus grande des métaux et alliages dans la vie moderne. L'étude de la corrosion se situe à croisée de divers domaines : Electrochimie, physique du solide, métallurgie, chimie, physique, thermodynamique... outre son intérêt scientifique interdisciplinaire, elle répond à un enjeu industriel important.

#### **III.1 Types de corrosion électrochimique**

##### **III.1.1 La corrosion uniforme**

C'est une forme de corrosion dans laquelle la perte de métal est à peu près uniformément répartie sur l'ensemble de la surface exposée au milieu. Elle peut se produire sur une surface "nue" et l'on parle alors de surface active ou de métal actif. La dégradation peut alors être



rapide. Elle se produit souvent sur une surface protégée par une couche superficielle d'oxydes (film passif). La vitesse de dégradation du matériau est alors faible voire négligeable mais non nulle [30]. La corrosion uniforme est relativement facile à quantifier par des mesures de perte de masse ou d'épaisseur et sa progression sur une structure en service peut être suivie par des contrôles périodiques Figure 7.

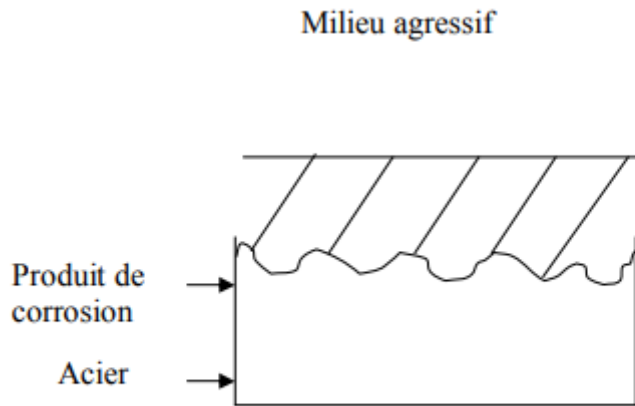


Figure 7: La corrosion uniforme

### III.1.2 La corrosion galvanique

Elle est due à un contact entre des matériaux de nature différente exposés au même milieu conducteur appelé électrolytique. Cette situation est appelée "couplage galvanique", la corrosion galvanique fonctionne comme une pile qui constituée de deux électrodes plongent dans une solution électrolyte qui est en général une solution diluée d'acide. Les deux électrodes sont reliées par un conducteur électrique.[31]

La Figure 8 montre un exemple de corrosion galvanique entre le cuivre et le zinc, les équations sont présentées ci-dessous.

L'électrolyte choisie étant l'acide sulfurique  $H_2SO_4$ . Le zinc (Zn) joue le rôle de l'anode et le cuivre (Cu) comme cathode.

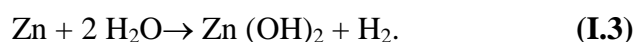
L'anode en Zn est oxydée:



Sur la cathode en cuivre il y a réduction des  $H^{+}$  :



Donc la réaction globale est : (I.1)+(I.2)



Cette pile produit de l'électricité en consommant du zinc (moins noble) par rapport au cuivre (plus noble).

Les conditions de cette corrosion :

- Métaux de nature différente (potentiel différent).
- Présence d'un électrolyte.
- Continuité électrique entre les deux métaux.

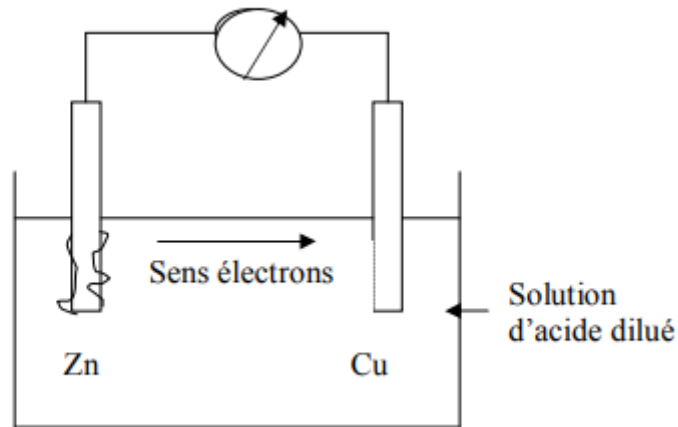


Figure 8:La corrosion galvanique.

### III.1.3 La corrosion par piqûre

La piqûration est une autre forme de corrosion très localisée, qui se manifeste par de petites piqûres ou de petites cavités sur le métal. Elle s'amorce habituellement sur la partie supérieure d'une surface horizontale et se propage presque verticalement vers le bas. Cette forme de corrosion est extrêmement insidieuse puisqu'elle peut passer inaperçue et ne causer qu'une très faible perte de matériaux avant que ne survienne la défaillance. La Figure 9 donne un exemple de piqûration. Le mécanisme de la piqûration est probablement le même que celui de la corrosion caverneuse, car l'oxydation se produit dans la cavité elle-même et est assortie d'une réduction complémentaire à la surface. La piqûre s'amorce souvent sur un défaut de surface localisé tel qu'une rayure ou une légère variation de composition.

De fait, on a constaté que les échantillons à surface polie résistaient mieux à la piqûration. Les aciers inoxydables sont quelque peu sujets à cette forme de corrosion, mais l'ajout d'environ 2% de molybdène en accroît beaucoup la résistance [32].

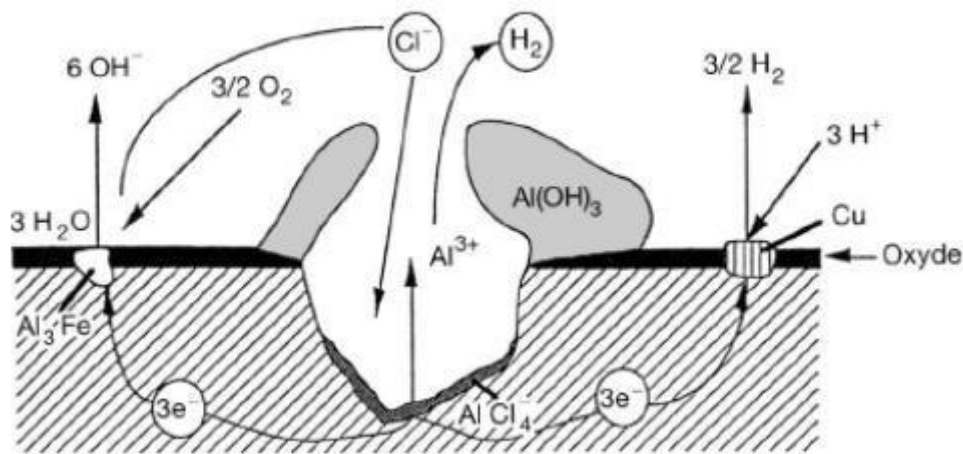


Figure 9:Corrosion par piqûre

### III.1.4 La corrosion caverneuse

La corrosion caverneuse Figure 10 est un type de corrosion qui se produit dans des interstices entre matériaux de même nature, dépôt diverse, des zones de recoin ou des matériaux métalliques se trouve localement en contact avec un milieu corrosif confiné. Le processus de développement de la corrosion caverneuse n'est pas fondamentalement différent de celui de la corrosion par piqûres, cependant la cinétique et la morphologie de l'attaque s'étend en largeur a la surface de l'interstice ou sous le dépôt et non pas en profondeur comme corrosion pour les piqûres [32].

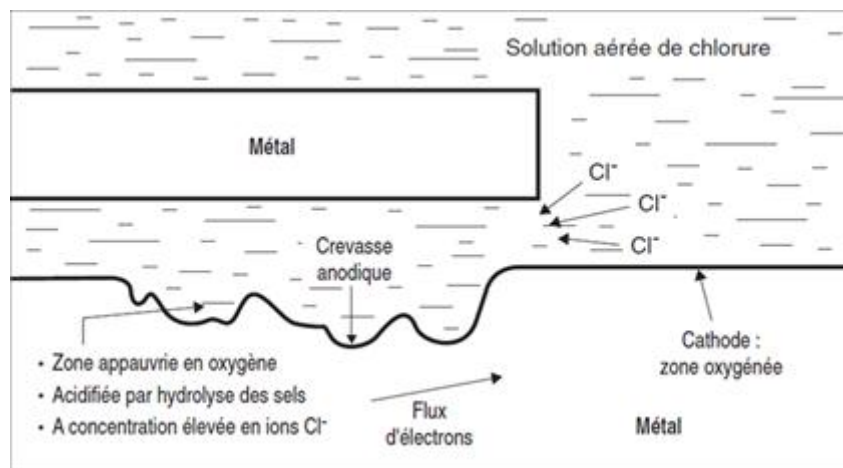


Figure 10:Corrosion caverneuse.

### III.1.5 La corrosion sélective

Avec certains alliages exposés à des ambiances agressives, un des constituants peut se subir une attaque préférentielle. L'attaque peut être localisée et conduire à des perforations ou répartie uniformément et aboutir à une chute des caractéristiques mécaniques. Dans le second

cas, les dégradations peuvent échapper à l'observation visuelle, la pièce conservant sa forme et son état de surface initial.

### III.1.6 La corrosion sous contraintes

C'est une fissuration du métal qui résulte de l'action commune d'une contrainte mécanique et d'une réaction électrochimique ;

La corrosion sous contraintes est caractérisée par un temps d'incubation. Plus la contrainte est élevée, plus le temps d'incubation est court. Les fissures s'amorcent ensuite et se propagent alors d'une façon relativement rapide. Les fissures sont initiées par des défauts de surface, elles peuvent être intergranulaires ou transgranulaires, simples ou branchées suivant l'environnement et la structure du métal. Leur propagation est perpendiculaire à la direction de la contrainte. La corrosion sous contraintes est influencée par certains facteurs métallurgiques [33] 'tels que :

- Composition du métal
- Orientation des grains
- Composition et répartition des précipités
- Dislocations, traitement thermique

On peut citer aussi d'autres types de corrosion tels que : la corrosion par érosion, corrosion par fatigue, la corrosion par frottement, la corrosion bactérienne ...[33].

### III.2 Potentiel de corrosion

C'est le potentiel mixte pris par un métal plongeant dans un électrolyte qui est le milieu corrosif. C'est une grandeur cinétique qui dépend de l'élément métallique, mais aussi des paramètres du milieu corrosif. On peut accéder à sa valeur par la loi de Butler–Volmer ou sous certaines conditions par la loi de Tafel appliquée au système métal – électrolytique.

### III.3 Vitesse de corrosion

La vitesse de corrosion, soit la vitesse à laquelle un matériau se dissout par suite d'une action chimique, constitue un important paramètre à cet égard. Elle renvoie à la perte d'épaisseur d'un matériau par unité de temps et de surface. En général la vitesse de corrosion peut être exprimé par:

$$V_c = \rho \cdot S \cdot t \cdot K \cdot M \quad (I.4)$$

Où M est la perte de masse après le temps d'exposée de l'échantillon, et K est une constante. La vitesse s'exprime en millimètres par an (mm/an), M en milligrammes,  $\rho$  en grammes par centimètre cube, S en centimètre carrés, t en heures, et  $K = 87,6$ . Dans la plupart des applications, une vitesse de corrosion inférieure à environ 0,50 mm/an est acceptable. Dès lors qu'un courant électrique est associé à des réactions électrochimiques de corrosion, la vitesse

de corrosion peut aussi s'exprimer en fonction de ce courant ou, plus précisément, de la densité de courant électrique (J), c'est-à-dire, le courant par unité de surface corrodée. La vitesse de corrosion  $v_c$ , ici en mol/dm<sup>2</sup>.S, se calcule au moyen de l'équation suivante :

$$V_c = n.F.J \quad (I.5)$$

Où n est le nombre d'électrons associés à l'ionisation de chaque atome de métal et F est la constante de Faraday (96500 C.mol<sup>-1</sup>)

#### III.4 Essais de corrosion

Comme tout autre essai, les essais de corrosion sont d'une importance vitale aux yeux des spécialistes dans le domaine. D'une façon générale, Ils permettent d'évaluer différents métaux et alliages vis à vis de la corrosion pour différents milieux considérés. Il existe plusieurs types d'essais de corrosion allant d'une observation visuelle simple à l'utilisation de la microscopie électronique, mais une chose importante à retenir c'est qu'il n'existe pas un essai unique pour évaluer un alliage ou un milieu donné. Le plus souvent, on doit recourir au moins à deux essais différents. Dans ce présent travail, deux techniques ont été utilisées à savoir la méthode électrochimique et la méthode dite « de masse perdue ».

#### III.5 Méthode potentiodynamique

La méthode la plus utilisée pour le phénomène de corrosion électrochimique est la méthode du potentiel constant (stable) ou méthode potentiodynamique.

La polarisation anodique dans les tests potentiodynamiques est utilisée pour accélérer la vitesse de corrosion des métaux et peut être considérée comme des tests accélérés de corrosion. Lorsqu'un courant est appliqué, le débit des réactions anodiques et cathodiques change de façon à amener la différence de potentiel à la même valeur que celle du courant appliqué, le potentiel varie du potentiel naturel fixe, cette différence de potentiel favorise les réactions d'oxydo-réduction. Cette méthode est extrêmement utile pour étudier le phénomène de corrosion ; elle est basée sur le fait que dans le domaine compris entre 10mV et 20mV autour du potentiel de corrosion  $E_{corr}$ , ce dernier varie linéairement avec la résistance de ( $\Delta I / \Delta E$ ) courant appliqué comme montré sur l'exemple de la Figure 11. La pente de la courbe polarisation, qui peut être liée à la densité du courant de corrosion, représenté par les droites de Tafel D et D' pour les processus anodique et cathodique respectivement. Les valeurs a b et c b peuvent être déterminées à partir des courbes expérimentales de polarisation.

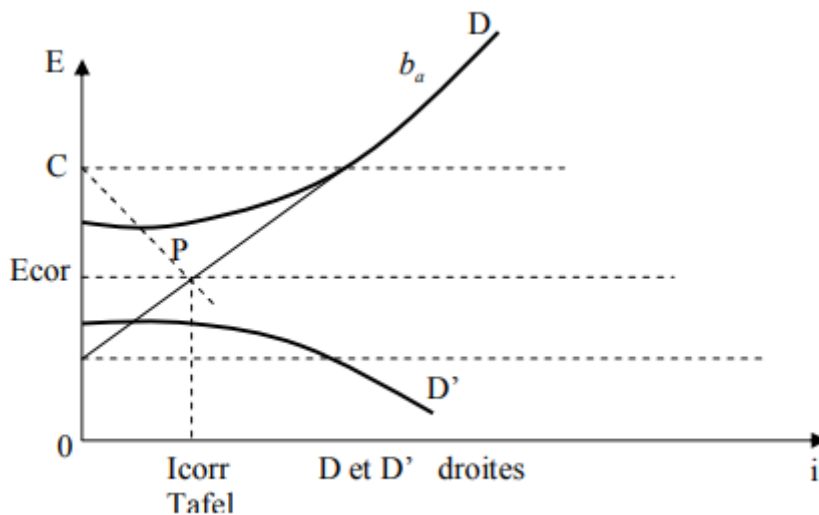


Figure 11: Détermination de la densité de courant de corrosion à partir du diagramme d'Evans

## IV . La corrosion des éléments orthodontiques

### IV.1 Différentes formes de corrosion des alliages orthodontiques

Le terme de corrosion est défini comme le processus d'interaction entre un matériau solide et son environnement chimique, qui provoque une perte de substance du matériau, un changement de ses caractéristiques structurales, ou une perte de son intégrité structurale. Plusieurs voies de corrosion électrochimique sont possibles en bouche, car la salive est un électrolyte faible. Les propriétés chimiques de la salive dépendent des concentrations de ses composants, du pH, de la tension de surface et de la capacité tampon. Chacun de ces paramètres influence sur le rôle de l'électrolyte. L'importance du processus de corrosion résultant sera contrôlée par ces variables. Les caractéristiques qui déterminent les conditions de corrosion des matériaux dentaires sont des réactions d'oxydation et de réduction, et de passivation ou formation d'un film passif d'oxyde métallique à la surface du métal [34].

#### IV.1.1 La corrosion uniforme

Le mode général attendu de la corrosion uniforme est une perte régulière, uniforme de métal de sa surface. Ce type de corrosion est le plus courant, se produisant avec tous les métaux à des degrés différents. Le processus est initié par leur interaction avec l'environnement, conduisant à des formations d'hydroxydes métalliques et de composés organométalliques. Pour la corrosion uniforme ou généralisée, l'environnement corrosif doit avoir les mêmes accès à toutes les surfaces, et le métal lui-même doit être uniforme dans sa composition et cela d'un point de vue métallurgique. La corrosion uniforme n'est pas détectable tant que de grandes quantités de métal ne sont pas dissoutes. Une oxydation sans dissolution est possible.

Dans le cas des alliages de titane l'oxygène dissous réagit avec le titane pour former une couche d'oxyde de titane  $\text{TiO}_2$  (passivation) ; si cette couche est compacte et adhérente, elle protège la pièce. Le métal est alors dit passivé. Une pièce passivée continue à se dissoudre, mais à une vitesse extrêmement lente, la couche dite « passive » fait un écran. La pièce est donc totalement protégée de la corrosion. Dans le domaine orthodontique, le phénomène de dissolution se produit progressivement, au niveau d'un film de surface, généralement un oxyde ou un sulfure [35]. Mais cette couche de protection n'est pas infaillible ; elle est susceptible d'être détruite mécaniquement ou chimiquement. Même sans cette destruction, les films d'oxyde se dissolvent souvent lentement pour ne se reformer (repassivation) que lorsque la surface du métal est exposée à l'oxygène de l'air ou dissous dans la salive. Les conditions acides et les ions chlorures  $\text{Cl}^-$  peuvent accélérer le processus de passivation. De ce fait, un régime riche en sel (chlorure de sodium) et des boissons acides carbonatées fournissent un apport régulier d'agents corrosifs. Les produits fluorés (dentifrice, solutions de rinçage) contribuent également à l'acidité buccale et provoquent une susceptibilité à la corrosion augmentée de certains métaux, surtout le titane [36]. Beaucoup de pièces orthodontiques sont composées « d'acier inoxydable ».

Le terme est impropre pour deux raisons :

- Ce type d'acier contient des éléments d'alliage (chrome, nickel) qui s'oxydent. Cette couche d'oxyde (de chrome surtout) protège l'acier, et se forme spontanément au contact de l'air et des fluides biologiques. L'analyse chimique de la surface de l'acier inoxydable neuf montre la présence de chrome, de carbone, de fer, de nickel et de manganèse [37]. Mais la composition du film passif de Bracket acier de différents fournisseurs se révèle commune, avec des oxydes de chrome  $\text{Cr}_2\text{O}_3$ , de fer  $\text{Fe}_2\text{O}_3$  et de petites quantités de  $\text{NiO}$ , et n'explique pas les différences de résistance à la corrosion observées in vitro [38].
- Il n'est protégé que pour certains types d'environnements, son utilisation dans d'autres environnements pourrait être catastrophique, car le film passif d'oxyde de chrome n'est pas aussi stable que celui de l'oxyde de titane, d'où sa faible résistance à la corrosion par rapport au Ti-Ni.

#### **IV.1.2 Corrosion galvanique**

Lorsque deux (ou plus) métaux ou alliages différents (voire le même alliage, sujet à des traitements différents) et proches en distance, sont exposés aux fluides oraux, la différence entre leurs potentiels de corrosion provoque un courant électronique entre eux (couplage). En fonction des modifications de l'électrolyte, comme tel peut être le cas de la salive, on peut aussi avoir des inversions dans la série des potentiels (cas de l'acier, qui peut passer de l'état

d'anode à celui de cathode). On observe généralement un accroissement de la corrosion (oxydation) de l'alliage le moins noble et une diminution ou suppression de la corrosion (réduction) de l'alliage le plus noble.

La différence de potentiel indique le sens de la menace, mais pas son ampleur. La conduction électrique du milieu et la température sont également des facteurs importants. Pour un courant donné entre deux métaux différents, la densité du courant et, par suite, la vitesse de dissolution du métal le moins noble (anode) sera d'autant plus élevée que cette anode sera de petite surface (la section doit être limitée à la corrosion des éléments orthodontiques dans le milieu buccal). L'utilisation de rapports de surface défavorables ( $S_{\text{Anode}}/S_{\text{Cathode}} < 1$ ) conduit à des désagréments souvent spectaculaires. En situation clinique, deux alliages différents ayant des potentiels de corrosion différents sont souvent placés en contact l'un de l'autre (Bracket et fils). Ce contact peut être à l'origine d'une corrosion galvanique qui conduit à un relargage préférentiel d'ions métalliques de l'anode en métal ou alliage. Le rapport des surfaces des deux alliages différents est un facteur très important, car il affecte le comportement de la corrosion galvanique. Un rapport défavorable, consistant en une large cathode et une petite anode, peut conduire à un taux de corrosion plus élevé de l'alliage anodique. Burse et al. [39] ont montré l'importance de ce ratio de surfaces dans les alliages d'or in vivo. L'alliage Ti-Ni couplé avec le SUS 304 (acier inox) dégage encore une assez grande quantité de courant galvanique même après 72 h [40].

Le couplage de l'acier SUS 304-Ti-Ni ou Ti-Ti-Ni peut accélérer de façon notable la corrosion de l'alliage Ti-Ni, qui sert d'anode. Les différents ratios de surface anode/cathode utilisés dans cette étude n'ont que peu d'effets sur le comportement de la corrosion galvanique. Tufekci, et al. [41] ont décrit une technique d'analyse très sensible qui montre le relargage d'éléments individuels sur une période de plus d'un mois, qui apparaît être corrélée avec les phases microstructurales des alliages. Plusieurs formes de corrosion électrochimique sont basées sur ce mécanisme qui produit des zones hétérogènes. Les ruptures pourraient être minimisées dans les joints orthodontiques soudés ou brasés par l'utilisation de couples de matériaux qui minimisent les effets galvaniques et micro-galvaniques.

L'acier est caractérisé par son aspect passif et actif selon les conditions de l'environnement, du milieu salivaire. Sa couche protectrice d'oxyde de chrome peut être éliminée (passivation) ou régénérée (repassivation). Un autre point important concerne le processus de fabrication industriel de certains bracket où des alliages brasés utilisés pour assembler la base et les ailettes du bracket. Les alliages de brasure à base d'argent forment un couple galvanique qui conduit à un relargage d'ions  $\text{Cu}^{2+}$  et  $\text{Zn}^{2+}$ . Ceci pourrait être évité par l'utilisation de Bracket



métalliques par injection moulée (MIM) dont les caractéristiques de corrosion seraient similaires aux brackets conventionnels sans le souci de la brasure [42].

#### IV.1.3 Corrosion par piqûres

Il s'agit d'une forme de corrosion localisée et symétrique dans laquelle les piqûres se forment à la surface du métal. Particulièrement insidieuse, elle survient souvent sur les métaux de base qui sont protégés contre la corrosion généralisée, par la formation d'un mince film d'oxyde (acier inoxydable...). La corrosion par piqûres a été identifiée sur les brackets et les fils. En présence d'ions agressifs de type chlorures  $\text{Cl}^-$  dans l'environnement, le film se casse localement et une dissolution rapide du métal à nu apparaît sous forme de piqûres. Les surfaces des arcs acier inoxydable et Ti-Ni peuvent mettre en évidence des cavernes et des pores, sites susceptibles de donner naissance à des attaques corrosives.

Des expériences de polarisation potentiodynamiques combinées à des observations au microscope électronique d'arcs en acier inoxydable, CoCr, NiCr, Ti-Ni et Béta-Ti soumis à une corrosion électrochimique en salive artificielle ont mis en évidence une corrosion par piqûres formée à la surface des fils [43]. Kim [44] confirme ces résultats toujours *in vitro* sur les arcs Ti-Ni et aciers inox. La présence de sulfures exacerbe le problème de corrosion par piqûres en abaissant systématiquement les critères de résistance. La présence d'un cation oxydant ( $\text{Fe}^{3+}$ ,  $\text{Cu}^{2+}$ ,  $\text{Hg}^{2+}$ ...) permet la formation des piqûres même en l'absence d'oxygène.

Les aciers inoxydables sont particulièrement sensibles (solubilité du carbure de chrome), mais d'autres métaux comme le chrome, le cobalt, le cuivre... et leurs alliages y sont aussi sensibles. Sur des arcs neufs en acier inoxydable tel qu'issus du commerce, Bentahar, et al. [45] observent des rainures en rapport avec les défauts d'usinage et de polissage. Après trois mois d'utilisation *in vivo*, ces arcs montrent des attaques localisées sous forme de crevasses et de piqûres avec prédominance au niveau des zones mal polies. Liu, et al. [46] ont étudié les caractéristiques mécaniques et le comportement à la corrosion du revêtement de nitrure de titane-aluminium (Ti,Al)N sur les alliages dentaires par rapport à des alliages dentaires à base de nickel et des matériaux dentaires à base de chrome. Le comportement à la corrosion a été testé dans une solution à 0,9 % de NaCl ; ils ont observé un potentiel de corrosion positif plus élevé et une densité de courant plus basse dans l'alliage (Ti,Al)N comparé aux alliages non revêtus. De plus, la corrosion par piqûres était réduite par l'utilisation du revêtement (Ti,Al)N. Les alliages Cr-Co (Elgiloy et al) [47] montrent une corrosion par piqûres plus importante par rapport aux alliages Ti-Ni, des potentiels de repassivation plus faibles et une augmentation de la densité de courant une fois que la piqûre est créée.

#### **IV.1.4 Corrosion caverneuse**

La corrosion caverneuse siège entre deux surfaces fermées ou dans des zones très étroites où l'échange d'oxygène est impossible, associées à la présence de petits volumes de solution stagnante entre les interstices. Elle se réalise souvent via l'application de parties non métalliques sur du métal (ligature élastomérique sur un Bracket par exemple). D'une manière générale, la corrosion caverneuse se rencontre surtout sur les métaux et alliages dont la tenue dépend de la stabilité du film passif, car ces films sont instables en présence de concentrations élevées de  $\text{Cl}^-$  et de  $\text{H}^+$ . La diminution du pH et l'augmentation de la concentration des ions chlorures  $\text{Cl}^-$  sont donc deux facteurs essentiels à l'initiation et la propagation du phénomène de corrosion caverneuse. Le mécanisme de base à l'origine de la corrosion caverneuse des alliages passivables en milieux chlorurés aérés est une acidification progressive du milieu dans la caverne. La convection du liquide est fortement freinée dans la caverne et l'oxygène local s'épuise très rapidement. L'acidité du milieu augmentant avec le temps, les conditions locales deviennent très agressives. La couche passive de l'alliage se dissout alors et le processus de corrosion locale s'accélère. Dans la crevasse, le pH de l'ordre de 1 à 3 et la teneur en  $\text{Cl}^-$  est plusieurs fois celle de la solution, avec formation de chlorures métalliques. Les produits de corrosion du Fe, Cr, et Ni, principaux composants de l'acier inoxydable, forment des solutions chlorées hautement acides en s'accumulant dans la caverne, où les vitesses de corrosion sont alors très élevées [47, 48]. Le cuivre est également très sensible à la corrosion caverneuse. L'acier inoxydable duplex 2205 est une alternative améliorée du 316L pour la fabrication des brackets orthodontiques quand il est utilisé avec le Ti, ses alliages, ou les arcs acier inox [49]. L'acier inoxydable peut être protégé de la corrosion caverneuse par dépôt d'un film d'or par galvanoplastie avant et après brasure d'argent [50].

#### **IV.1.5 Corrosion intergranulaire**

La microstructure d'un métal ou d'un alliage est constituée de grains, séparés par des joints de grain. Dans certaines conditions, les joints des grains sont le siège d'une corrosion localisée très importante alors que le reste du matériau n'est pas attaqué (Figure 12). L'alliage se désagrège et perd toutes ses propriétés mécaniques. Ce type de corrosion peut être dû soit à la présence d'impuretés dans le joint, soit à l'enrichissement (ou l'appauvrissement) local en l'un des constituants (tel que le chrome par exemple). Cette corrosion peut être assez sévère pour relarguer des éléments depuis les grains de surface. Connus pour leur sensibilité à la température, les brackets en acier inox sujets à une plage de température subissent une altération de leur microstructure. Le phénomène est dû à la précipitation de carbures de chrome au niveau des joints de grains. On observe alors une déchromisation aux joints de

grain des aciers inoxydables. Berge, et al. [51] rapportent que les fils en acier inox austénétiques relarguent des quantités de nickel et de chrome plus importantes que les fils en chrome-cobalt, provoquant alors des décolorations, de la rouille, et même des cassures.

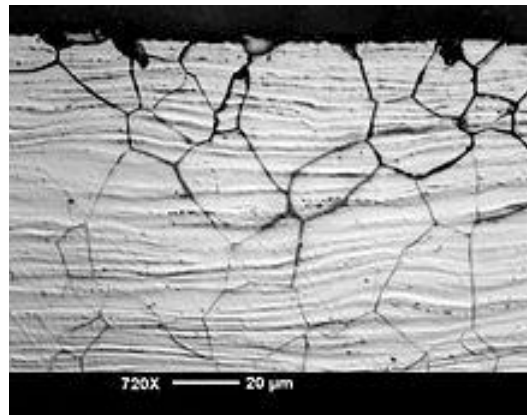


Figure 12:Corrosion intergranulaire Acier inoxydable [52]

#### **IV.1.6 Corrosion-frottement (tribocorrosion)**

La corrosion-frottement concerne les dommages provoqués par la corrosion au niveau du contact de deux surfaces métalliques en mouvement relatif l'une par rapport à l'autre. Elle se produit essentiellement lorsque l'interface est soumise à des vibrations (mouvement relatif répété de deux surfaces en contact) et à des charges de compression. En présence d'un mouvement de frottement continu en milieu corrosif, le vocable de tribocorrosion est utilisé de préférence. Ce mouvement relatif peut être très faible, de l'ordre de quelques micromètres. La corrosion-frottement est responsable de relargage de métal dans les tissus, même dans le cas du port d'un masque facial. Elle siège donc dans les zones de contact des matériaux en charge et particulièrement à l'interface de la fente (ouverture) de la bracket.

#### **IV.1.7 Corrosion sous contraintes mécaniques**

La corrosion sous contraintes mécaniques est due à la fatigue du métal associée à un environnement corrosif. Ce type de corrosion se traduit par un processus de développement de fissures, pouvant aller jusqu'à la rupture complète de la pièce sous l'action combinée de la tension mécanique et du milieu corrosif. Ce sont les contraintes de tension qui sont dangereuses ; les contraintes de compression exercent au contraire une action protectrice. Lorsque l'arc est engagé dans des brackets collés sur une arcade dentaire encombrée, l'état de réactivité de l'alliage augmente. L'augmentation de cette réactivité est issue de la création de contraintes d'étirement et de compression développées localement à cause de la charge multiaxiale, tridimensionnelle du fil orthodontique. Ainsi, une différence de potentiel électrochimique s'installe avec des surfaces spécifiques jouant le rôle d'anode et d'autres de cathode. A titre d'exemple les fils Ti-Ni restent dans l'environnement buccal durant plusieurs

mois et subissent un grand nombre de contraintes lors de la mastication. En dépit de la bonne résistance à la corrosion des Ti-Ni sous contrainte, la rupture des fils Ti-Ni a fréquemment été retrouvée dans les études cliniques. Wang, et al. [53] ont montré la rupture du fil Ti-Ni suite à sa fragilisation par corrosion sous contraintes en salive artificielle durant leur service. Les légers changements de température vont provoquer une transformation de phase dynamique qui va causer un changement de l'état de surface.

#### **IV.1.7.1 La corrosion microbienne**

La corrosion liée à la microbiologie a été remarquée depuis des années dans l'industrie. Unanimement reconnu, les microorganismes affectent la corrosion du métal et des alliages immergés dans un environnement aqueux. Sous des conditions similaires, les effets des bactéries dans l'environnement oral sur la corrosion des matériaux métalliques dentaires restent inconnus. Matasa en 1995 [54] a été le premier à mettre en évidence l'attaque microbienne sur les adhésifs dans le domaine orthodontique. L'effet de l'activité enzymatique et la dégradation des résines composites ont été rapportés plus tôt. L'existence de ces phénomènes dans les brackets se traduit par la formation de cratères dans la base de la bracket. La large surface développée du fil fournit un environnement favorable à la croissance des bactéries. Le brossage et l'adhérence des microbes sur le fil peuvent détruire la passivité d'un métal passif. La formation d'acides organiques lors de la glycolyse bactérienne peut diminuer le pH. Un pH faible crée un environnement favorable aux bactéries aérobies pour la corrosion. Les microbes oxydent le manganèse Mn et le fer Fe, et leurs produits de réaction tels que  $MnO_2$ ,  $FeO$ ,  $Fe_2O_3$ ,  $MnCl_2$ ,  $FeCl_2$  favorisent la corrosion des fils orthodontiques. Un mécanisme complexe d'interaction se produit parmi les bactéries anaérobies et aérobies dans différents secteurs, favorisant les produits de corrosion. À cause du dépôt du biofilm, la surface du métal au-dessous du biofilm et les autres zones sont exposées à différentes quantités d'oxygène, d'où la création d'une aération différentielle au niveau des cellules. Les zones les moins aérées agissent comme anode, qui installe la corrosion, relarguant des ions métalliques dans la salive. Ces ions métalliques se combinent avec les produits finaux des bactéries, accompagnés des ions chlorures  $Cl^-$  dans l'électrolyte salivaire pour former des produits plus corrosifs comme le  $MnCl_2$ ,  $FeCl_2$ ... favorisant une corrosion plus poussée. La corrosion microbienne se présente lorsque les déchets acides produits par les microbes et bactéries corrodent les surfaces métalliques. L'incidence et la sévérité de la corrosion microbienne peuvent être diminuées en conservant la zone la plus propre possible et en utilisant des sprays antibactériens et des bains de bouche pour contrôler la population microbienne. Chang, et al. [55] ont montré une augmentation de la corrosion des matériaux

dentaires métalliques (et de ses produits) en présence de *Streptococcus mutans*. Maruthamuthu, et al. ont étudié le comportement électrochimique des microbes des fils orthodontiques avec ou sans salive artificielle. Selon lui, les bactéries diminuent légèrement la résistance de corrosion et augmentent le courant de corrosion. La diffusion ou lixiviation du manganèse Mn, chrome Cr, et fer Fe depuis les fils est due à la disponibilité des oxydants de manganèse, des oxydants de fer et des bactéries hétérotrophiques dans la salive.

#### IV.1.7.2 La fatigue-corrosion ou corrosion fatigue

La corrosion fatigue se distingue de la corrosion sous contraintes par le fait que les contraintes appliquées ne sont plus statiques, mais cycliques (efforts périodiques alternés). Elle apparaît donc sous l'action conjuguée de l'environnement et d'une sollicitation cyclique, principalement lors de la mastication. La teneur en oxygène du milieu, sa température, son acidité, sa composition ont une grande influence sur la sensibilité d'un matériau à ce mode de corrosion (Figure 13).

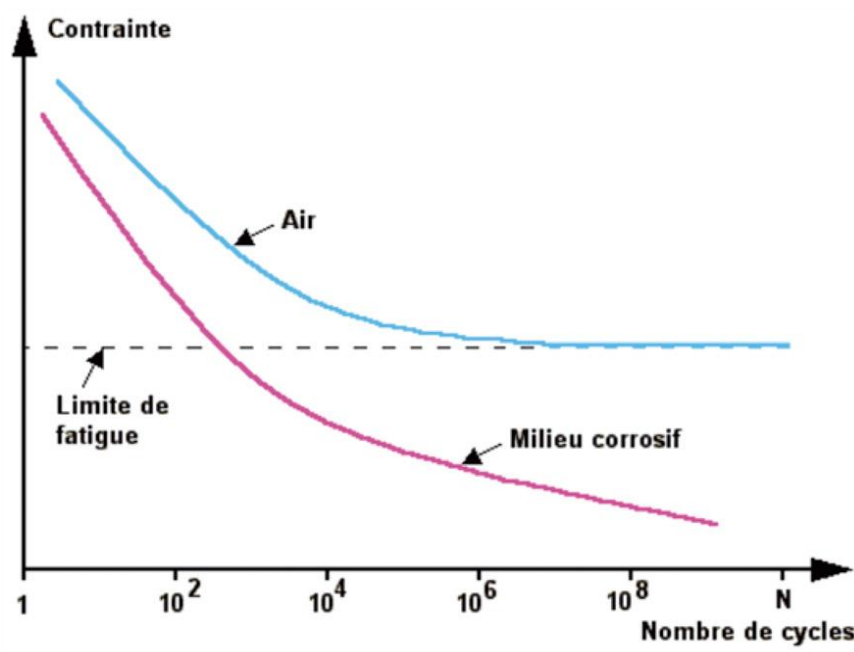


Figure 13: Courbe d'ondurance comparaison Air et Milieu corrosif

Quoiqu'il n'existe pas de relation directe entre la sensibilité à ce type de corrosion et les caractéristiques mécaniques du matériau, les alliages à haute résistance mécanique sont souvent les plus sensibles. La corrosion fatigue se manifeste par un abaissement de la résistance du matériau à la fatigue. Le plus souvent, et compte tenu des cinétiques de dissolution et de repassivation assez lentes comparées aux phénomènes mécaniques, ce type d'endommagement survient pour des pièces sollicitées à basse fréquence (fatigue oligocyclique, pour des chargements conduisant à la rupture en moins de 50 000 cycles).

Les mécanismes évoqués pour rendre compte de la fatigue-corrosion sont les mêmes que ceux présentés pour la corrosion sous contraintes, et les essais de laboratoire sont en général des essais de fatigue en présence du milieu considéré réalisés soit à amplitude de déformation constante, soit à amplitude de contrainte constante.

La rupture par fatigue dépend des paramètres suivants :

- Nature du métal ou de l’alliage ;
- Géométrie et dimensionnement de la structure ;
- Amplitude de la contrainte ;
- Durée et nombre des contraintes cycliques.

Des contraintes plus faibles permettent en général de supporter un nombre plus élevé de cycles avant la rupture par fatigue. La résistance à la fatigue est également influencée par les défauts structurels du matériau (superficiels ou internes, macro-microscopiques). La corrosion-fatigue peut être éliminée ou réduite en diminuant les contraintes internes, soit par un recuit de détente, soit en modifiant la conception de l’appareil, soit enfin par des traitements mécaniques comme le grenailage (ou microbillage) qui introduisent des contraintes superficielles de compression. Bourauel, et al. [56] ont comparé la rupture de fatigue d’arcs Ti-Ni avant et après test : la pratique actuelle requiert une durée de vie augmentée des fils Ti-Ni qui va également de pair avec un risque de rupture par fatigue plus élevé également. Les fils de gros diamètres et de section carré ou rectangulaire sont plus susceptibles que les fils de petits diamètres. D’autres investigations sont nécessaires.

## **IV.2 Effets de la corrosion sur les fils orthodontiques**

### **IV.2.1 Corrosion de l’acier inoxydable**

Dans ses débuts vers 1920, l’acier inoxydable a été conçu pour résister à la corrosion plus qu’aux contraintes mécaniques. Sa composition intégrait, en dehors du fer, du nickel et un pourcentage assez élevé de chrome (élément qui lui confère une couche d’oxyde imperméable). Après 1970, le soufre a été introduit malgré l’augmentation connue du risque de corrosion. Un autre élément est le carbone, avec qui le chrome a une forte tendance à se combiner pour former du carbure de chrome, phénomène encore appelé sensibilisation. Une fois précipité, le carbure de chrome non seulement diminue la cohésion de l’acier, parfois jusqu’à sa désintégration totale, mais est aussi soluble dans les solutions acides. Appelé « corrosion catastrophique », ce phénomène peut survenir pendant la fabrication de l’alliage, la soudure avec ou sans apport, la stérilisation incorrecte ou le recyclage thermique. Pour limiter ces effets, le carbone a été réduit mais un autre élément a dû être ajouté le molybdène. Dans

les années quatre-vingt-dix, pour permettre la fabrication de « mini » Bracket ayant la même résistance que les plus grands, des aciers durcis par « précipitation » ont été utilisés. Dans ces alliages, d'autres métaux ont été introduits, comme le cuivre, le niobium ou l'aluminium, qui sont solubles à des températures plus grandes et qui précipitent pendant le refroidissement en formant des particules microscopiques dans la structure de l'acier. Ces obstacles entravent les dislocations et augmentent la résistance de l'acier aux déformations. De nos jours, les arcs orthodontiques en acier inoxydable sont généralement composés d'acier austénitique contenant environ 18 % de chrome et 8 % de nickel. Ceux-ci représentent une bonne combinaison de solidité, de résistance à la corrosion et un coût modéré. La résistance à la corrosion de cet alliage dépend du film passif d'oxyde de chrome, qui se forme spontanément (passivation) et se reforme (repassivation) dans l'air et dans la plupart des fluides. L'oxygène est nécessaire pour former et maintenir le film, sachant que l'acidité (pH) et les ions chlorures  $\text{Cl}^-$  peuvent lui être particulièrement préjudiciables. La présence de joints brasés augmente la susceptibilité à la corrosion car ils ont tendance à créer des courants électrochimiques avec la salive et par conséquent relarguer des ions de métaux lourds (Cr, Ni, Mn, Mo, Cu, W, Ti, Si, Ag, Sn, Zn...) dans l'organisme du patient. Les aciers inoxydables austéTi-Niques peuvent perdre leur résistance à la corrosion s'ils sont chauffés entre approximativement 400 et 900 °C.

De telles températures se situent dans la plage d'utilisation de l'orthodontiste comme brasure et soudure. La diminution de la résistance à la corrosion à ces températures est due à la précipitation du complexe aggloméré de carbure de fer-chrome au niveau des joints de grains. En dessous de ces températures, la précipitation ne peut avoir lieu et les possibilités de corrosion sont alors moindres. La corrosion de l'acier inoxydable peut être due à une pile galvanique formée par une ou plusieurs de ces voies :

- La rugosité de surface des arcs aciers peut causer une attaque corrosive localisée.
- Toute rayure ou abrasion d'acier inoxydable par des pinces en acier renforcé ou carbure peut se comporter comme une pile galvanique.
- Des joints soudés ou brasés dans des appareils orthodontiques peuvent former des couples galvaniques in vivo.

#### **IV.2.2 La corrosion du titane et de ses alliages**



La résistance à la corrosion du Ti-Ni est plus élevée que celle de l'acier inoxydable, car le film passif d'oxyde de chrome n'est pas aussi stable que celui du dioxyde de titane  $TiO_2$ . Ce phénomène est lié principalement à la quantité de Ti dans l'alliage qui forme plusieurs types d'oxydes ( $TiO_2$ ,  $TiO$ ,  $Ti_2O_5$ ) dont le dioxyde de titane  $TiO_2$ , plus stable. La rugosité de surface des alliages de titane est similaire à celle des arcs en acier inoxydable, qui peuvent alors se comporter comme une pile galvanique en bouche Barrett, et al. [57] ont étudié la biodégradation des appareils orthodontiques in vitro et ont montré que les ions nickel relargués des appareils orthodontiques au nickel-titane ou en acier inoxydable augmentaient durant la première semaine puis diminuaient avec le temps. Gjerdet, et al. [58] ont étudié le relargage de métal des arcs orthodontiques traités à chaud. Ils démontrent que le traitement à chaud des alliages dans les conditions de laboratoire multipliait le relargage des ions métalliques par un facteur allant de 15 à 60. Ils montrent également une élévation initiale significative de la concentration et de la masse de nickel dans l'échantillon de salive du patient porteur d'une multi-attache, comparée à la salive du patient non-porteur. D'autres études ont montré que le relargage des ions nickel n'est pas proportionnel à la teneur en nickel des fils orthodontiques, mais à la nature des alliages et à la méthode de construction de l'appareil. Kerosuo, et al. [59] ont étudié in vitro le relargage des ions nickel et chrome de différents types d'appareils orthodontiques simulés. Les appareils métalliques immergés dans une solution de chlorure de sodium à 0,9 % ont montré un relargage cumulé de nickel significativement plus élevé sous des conditions dynamiques (simulation de la fonction) que sous des conditions statiques. Huang, et al. [60] ont réalisé une étude portant sur les fils orthodontiques. Cette étude a montré que le fabricant, la valeur du pH et la durée d'immersion ont respectivement une influence significative sur la quantité d'ions Ni et Ti relargués par les fils orthodontiques dans la salive artificielle. Les fils Ti-Ni avec les taux de relargage les plus élevés d'ions métalliques correspondaient aux fils où est apparue la plus grande augmentation de rugosité, tandis qu'une surface plus rugueuse ne correspondait pas à un relargage plus important. Malgré l'aspect lisse à l'œil nu, les fils orthodontiques Ti-Ni et acier inoxydable présentent des défauts d'usinage sous forme de rayures (rugosité de surface). Les tests électrochimiques montrent des attaques corrosives sous forme de piqûres ou de crevasses principalement au niveau des défauts d'usinage, aussi bien pour le Ti-Ni que pour l'acier inoxydable. L'amélioration de l'état de surface (polissage) augmente la résistance à la corrosion par déplacement de la limite de passivation. Schiff, et al. [61] ont réalisé une étude portant sur quatre types d'alliages à base de titane : le TMA, le TiNb, le Ti-Ni et le CuTi-Ni ont été testés dans trois bains de bouche fluorés en salive artificielle. L'étude électrochimique



a montré que ces alliages pouvaient être divisés en deux groupes : les alliages à base de Ti-Ni qui sont sujets à une forte corrosion en présence de monofluorophosphate ; et le TiNb, le plus résistant à la corrosion, et le TMA qui se corrode en présence de fluorure d'étain. Les fils orthodontiques Ti-Ni ont des diverses phases (austénitique, martensitique) température dépendantes. Les caractéristiques de la corrosion en fonction de la température des fils orthodontiques à mémoire de forme (CuTi-Ni), super-élastiques (CuTi-Ni) et non super-élastiques (Ti-Ninol) montrent que le courant de corrosion augmente (donc la résistance à la corrosion diminue) avec la température et les différentes phases présentes peuvent influencer les taux de corrosion. Ainsi, le courant de corrosion du CuTi-Ni et du Ti-Ni est multiplié d'un facteur 3 en passant de 37 à 45 °C. Une plus grande incidence de piqûres est aussi observée à la surface du CuTi-Ni. Dans ces fils CuTi-Ni à teneur quasi équiatomique en Ni et Ti, il est fort probable qu'une phase secondaire soit précipitée de type  $Ti_2Ni$  ou  $Ni_3Ti$ . L'oxygène résiduel dans l'atmosphère ambiante durant le processus de réalisation du fil Ti-Ni par le fabricant conduira à la formation de précipités d'oxydes de nickel-titane dans la microstructure. Les effets du fluor : les ions fluorures sont très agressifs envers le film de protection d'oxyde de titane  $TiO_2$  formé sur le titane ou ses alliages. Comme la surface extérieure des arcs Ti-Ni contient principalement le film de  $TiO_2$  avec des traces de  $NiO$ , on constate que les fluorures augmentent la corrosion des arcs Ti-Ni dans des environnements fluorés.

Les ions fluorures de l'environnement peuvent alors entrer dans les étroites crevasses sises entre le fil orthodontique et la bracket en bouche qui n'est pas complètement nettoyée. Des concentrations topiques élevées de fluorures restent en place et attaquent l'interface arc-bracket selon la concentration fluorée. Cela peut augmenter la force de friction entre le fil et la bracket. L'utilisation d'agents fluorés topiques avec des fils Ti-Ni pourrait diminuer les propriétés mécaniques fonctionnelles de décharge des fils et contribuer à prolonger la durée du traitement orthodontique. Il est demandé aux patients orthodontiques de maintenir un niveau d'hygiène orale élevé, qui inclut un brossage régulier. Des études *in vitro* de l'effet du brossage ont montré une augmentation significative du relargage d'éléments des alliages de nickel lors de l'utilisation de dentifrice, alors que sans dentifrice, aucune augmentation du relargage n'avait été observée. D'autres éléments suggèrent que certaines solutions de rinçage buccal augmentent également le relargage ionique des joints brasés à base d'argent des appareils orthodontiques. Schiff, et al. [62] ont étudié la résistance à la corrosion de trois types de brackets (CoCr, FeCrNi et à base de Ti) dans trois bains de bouche fluorés.

Les résultats montrent que les matériaux de la bracket pouvait se diviser en deux groupes : le groupe Ti et FeCrNi et le groupe CoCr, qui a des propriétés proches de celles du platine Pt. Beaucoup d'études ont montré que les ions fluorures pouvaient détruire le film passif de protection de surface en  $\text{TiO}_2$  du titane Ti (formation de  $\text{Na}_2\text{TiF}_6$ ) ou de ses alliages, conduisant à une forme d'attaque corrosive, à une résistance de corrosion diminuée et une densité de courant anodique augmentée ou à un relargage ionique augmenté. De plus, la résistance à la corrosion du Ti-Ni diminue avec l'augmentation de la concentration en fluorure de sodium NaF dans la salive artificielle. Schiff, et al. [62] ont étudié la résistance à la corrosion des fils orthodontiques dans trois solutions de bains de bouche du commerce et ont trouvé que les fils Ti-Ni étaient sujets à une corrosion sévère dans les bains de bouche contenant du monofluorophosphate de sodium  $\text{Na}_2\text{FPO}_4$ . Huang [63] a étudié les variations de la topographie de surface de différents arcs orthodontiques Ti-Ni dans différents environnements fluorés du commerce. Quatre arcs Ti-Ni testés avaient différentes variations de topographie de surface, dépendante de la concentration en ions fluorures. L'augmentation de la rugosité de surface des arcs orthodontiques Ti-Ni dans des environnements fluorés du commerce devrait être prise en compte lors de la mesure de l'efficacité des appareils orthodontiques. Le titane perd sa résistance à la corrosion dans des solutions contenant du fluor utilisé en prévention contre la carie. En effet, les bactéries de la plaque dentaire produisent de l'acide acétique qui, en réagissant avec le fluor, forme de l'acide fluorhydrique HF très corrosif, qui inhibe les bactéries et dégrade le titane en détruisant sa couche de passivation  $\text{TiO}_2$ . En conclusion, la vigilance doit rester de mise car certains dentifrices et bains de bouche fluorés peuvent provoquer des phénomènes de corrosion par piqûres sur les éléments à base titane.

## **V. Fretting :**

### **V.1 Définition :**

Le fretting est défini comme étant un mouvement oscillatoire de faible amplitude, souvent tangentiell, appliqué à deux surfaces en contact. Le fretting est souvent présenté comme l'une des avaries de surfaces les plus critiques des applications industrielles. Il se retrouve dans toutes les liaisons quasi-statiques. Les exemples de fretting ne manquent pas, on peut le retrouver dans les systèmes suivants : les liaisons (cannelures, liaisons par axe, pieds d'aube de turbine...), les empilages multiples (arbres de transmissions), les assemblages rivés (boulonnés), les câbles, les conduits flexibles... ; et concernant toutes les industries :

constructions mécaniques, aéronautiques, biomédicales, industrie nucléaire, génie civil... Lorsque les faibles débattements résultent de vibrations externes appliquées à des surfaces qui ne sont pas soumises à des déplacements imposés, on parle de fretting-wear. Si le déplacement est la conséquence de la déformation de l'une des deux structures en contact soumise à une sollicitation cyclique, il s'agit de fretting-fatigue. Quand les produits de la dégradation sont des produits dans un milieu corrodants, on utilise le terme fretting-corrosion.

## **V.2 Les différents types de fretting**

Il existe trois types d'essais de fretting définis de la manière suivante (Figure 14)

### **V.2.1 Fretting-wear**

Le fretting-wear est traduit en français par « l'usure induite par petits débattements ». Pour l'étudier expérimentalement, une configuration de contact sphère/plan ou cylindrique est adoptée. Le plan est fixe et l'échantillon sphérique ou cylindrique est soumis à un déplacement imposé par un système hydraulique ou de pots vibrant [64].

### **V.2.2 Fretting-wear sous contraintes**

Le fretting-wear sous contrainte dans lequel le massif plan est soumis à une contrainte extérieure constante,  $F_t$ . Dans ce type d'essais, l'influence de la contrainte statique diminue la résistance en fatigue du matériau. En effet, la contrainte moyenne  $F_t$  favorise la fissuration en surface et la génération de débris. Ce phénomène affecte en particulier la résistance des câbles de ponts [65].

### **V.2.3 Fretting-fatigue**

L'éprouvette est soumise à une sollicitation en traction-compression répétée,  $F_t$ . Le cycle de chargement tangentiel sur les échantillons et l'éprouvette se compose de la sollicitation en traction-compression et de la composante de frottement entre les échantillons et l'éprouvette. Ce dispositif permet de comparer l'influence du fretting sur la fissuration par rapport au simple essai de traction [66].

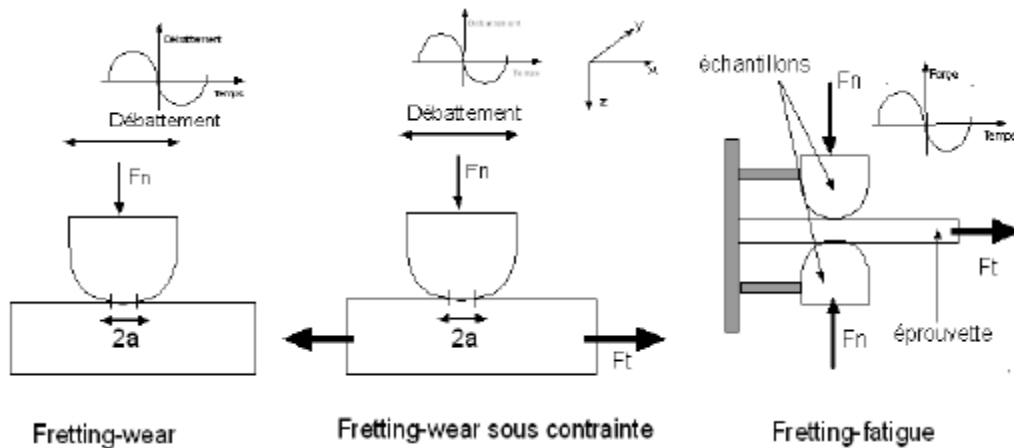


Figure 14: Différents types de fretting.

### V.3 Les différents régimes de glissements

En fonction de l'effort et de l'amplitude du débattement imposés, deux régimes de glissement peuvent être rencontrés et différenciés en observant la forme du cycle de fretting. (Figure 15)

#### V.3.1 Régimes de glissements partiels

Les cycles sont elliptiques ; la surface de contact peut être divisée en deux parties : une partie intérieure, la zone collée, où le glissement ne se produit pas et une zone comprise entre la limite de la zone collée et le bord du contact où le déplacement relatif est généré par la combinaison des déformations élastiques et de micro-glissements [67].

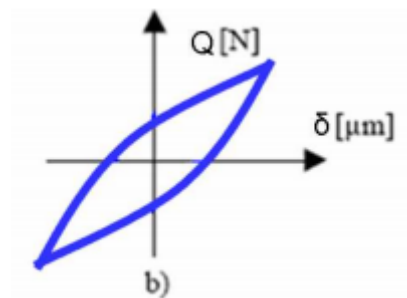


Figure 15: Force tangentielle correspondante aux régimes de glissement partiel.

#### ▪ Condition de glissements

La force tangentielle maximale  $Q$  imposée par le biais du débattement ne dépasse jamais en valeur absolue le produit de l'effort normal par le coefficient de frottement ( $|Q| < \mu P$ ).

### V.3.2 Régimes de glissement total

Pour de plus grandes valeurs de déplacement, le cycle s'apparente à un parallélogramme ; le domaine 1 correspond à une déformation élastique et le domaine 2 à une phase de glissement qui affecte la totalité des surfaces en contact [68] .(Figure 16)

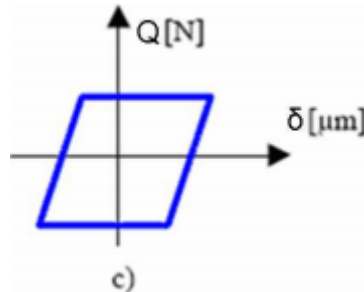


Figure 16: Force tangentielle correspondante aux régimes de glissement total.

- **Condition de glissement**

L'effort tangentiel maximal  $Q^*$  atteint en valeur absolue le produit de l'effort normal par le coefficient de frottement ( $|Q| = \mu P$ ).

La forme du cycle est un parallélogramme. La loi de Coulomb est donc utilisée pour définir le coefficient de frottement  $\mu$ .(Figure 17)

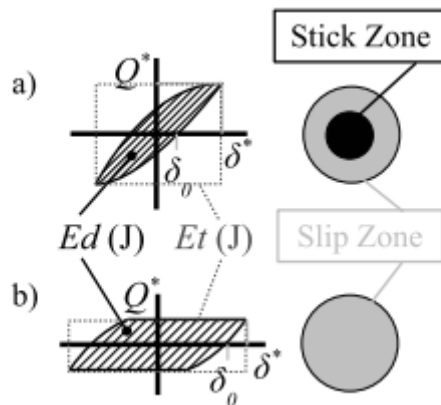


Figure 17: Boucles de fretting et conditions de glissement

L'énergie dissipée  $E_d$  au cours du cycle par frottement est quantifiable avec l'aire du cycle de fretting. Cette dissipation d'énergie peut se faire à travers de nombreux mécanismes : création de débris, élévation de température, fissuration, déformation plastique, transformation physico-chimique.

L'ouverture de cycle  $\delta_0$  est la valeur du débattement pour un effort tangentiel nul. L'intérêt de cette valeur est qu'elle est, contrairement à  $\delta$ , indépendante de la rigidité du montage. En glissement total, c'est le glissement réel du centre du contact. Un critère de transition doit être établi pour définir le passage d'une condition de glissement à l'autre en fonction des

déplacements et efforts tangentiels (Figure 18). Du point de vue expérimental des critères quantitatifs doivent être établis pour déterminer la condition de glissement à partir de la boucle de fretting. Une simple observation de cette dernière n'est pas suffisante. Fouvry [69] en propose trois pour le contact sphère-plan. Ces critères ont été établis à partir des solutions analytiques de Mindlin [70] du contact sphère-plan en glissement partiel.

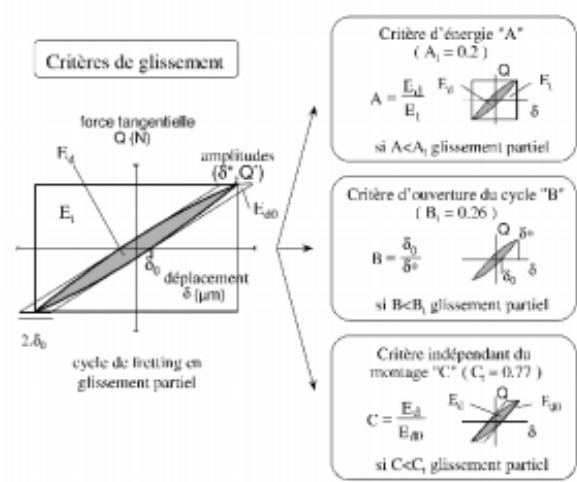


Figure 18: Critères de transition de la condition de glissement

**VI. Fretting corrosion**

Le fretting corrosion peut alors être défini comme un frottement sous petits débattements entre deux surfaces en contact dans un milieu corrosif. La corrosion, de manière la plus générale possible pour des métaux, est une dégradation du matériau ou de ses propriétés par réactions électrochimiques avec l'environnement. Le fretting corrosion est un phénomène général qui touche les mécanismes aussi bien dans le domaine du transport, la production d'énergie ou encore les machines-outils

## **PARTIE II**

# **CHAPITRE I :**

# **APPROCHE THEORIQUE**



## I. Aperçu théorique de la mécanique du contact

### I.1 Considérations géométriques

Lorsque deux solides élastiques de profils géométriques différents sont en contact, ils se touchent tout d'abord en un point ou selon une ligne. Sous l'action d'une charge extérieure, ils se déforment au voisinage des points initiaux de contact pour former ensuite une aire de contact qui dépend de la géométrie initiale des deux corps et du chargement imposé. Dans le cas des corps sphériques ou cylindriques (voir Figure 19), les aires de contact peuvent être circulaires ou elliptiques. La surface de contact dépend principalement:

- Des profils géométriques des deux corps.
- Des conditions et mode de chargement.
- De la nature des matériaux.

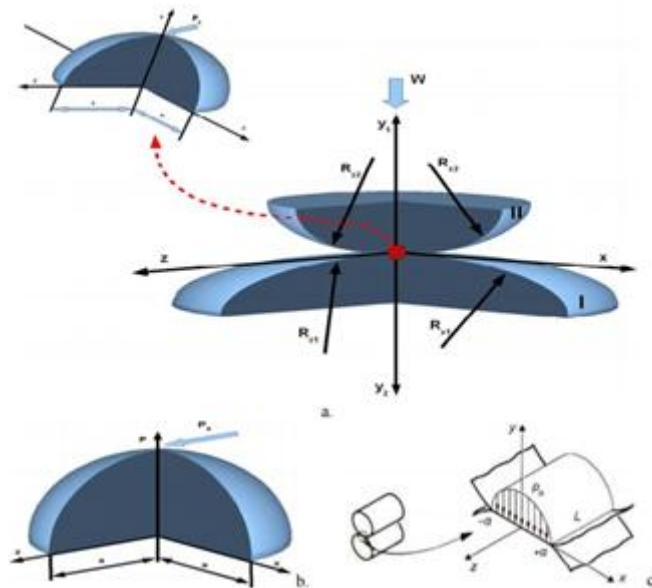


Figure 19: La distribution de pression pour un contact hertzien, a) un contact elliptique, b) contact circulaire, c) contact linéique

En l'absence de charges extérieures, si l'on choisit des systèmes d'axes cartésiens  $(x_i, y_i)$  pour chaque corps de manière à ce que leurs directions coïncident avec leurs rayons de courbure principaux, les profils des surfaces de contact des deux corps peuvent être approximés par des fonctions polynomiales  $h_i(x_i, y_i)$  telles que:

$$h_1(x_1, y_1) = A_1 x_1^2 + B_1 y_1^2 + C_1 x_1 y_1 + \dots \quad (\text{II.1})$$

$$h_2(x_2, y_2) = A_2x_2^2 + B_2y_2^2 + C_2x_2y_2 + \dots \quad (\text{II.2})$$

où les coefficients  $A_i$  et  $B_i$  ne dépendent que des courbures des deux corps et de l'orientation de l'un par rapport à l'autre.

En choisissant un système d'axes commun  $(x, y)$  (Figure 20) pour les deux corps, l'espacement  $h(x, y)$  entre les deux surfaces peut s'écrire:

$$h(x, y) = h_1(x_1, y_1) - h_2(x_2, y_2) \quad (\text{II.3})$$

Les surfaces de contacts sont telles que:

Si  $C_1 = 0$  et  $C_2 = 0$  dans les expressions 1 et 2, l'espacement  $h(x, y)$  qui caractérise une ellipse de contact de demi-axes  $\frac{1}{\sqrt{A}}$  et  $\frac{1}{\sqrt{B}}$  peut donc se mettre sous la forme:

$$h(x, y) = Ax^2 + By^2 \quad (\text{II.4})$$

Les coefficients A et B sont tels que:

$$|B - A| = \frac{1}{2} \left[ \left( \frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_1'} \right)^2 + \left( \frac{1}{R_2} - \frac{1}{R_2'} \right)^2 + 2 \left( \frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_1'} \right) \left( \frac{1}{R_2} - \frac{1}{R_2'} \right) \cos(2\varphi) \right]^{1/2} \quad (\text{II.5})$$

$$A + B = \frac{1}{2} \left( \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_1'} + \frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_2'} \right) \quad (\text{II.6})$$

Où  $R_1$  et  $R_1'$  représentent les rayons de courbure du premier corps dans les plans  $x_1 = 0$  et  $y_1 = 0$  respectivement. De même,  $R_2$  et  $R_2'$  sont les rayons de courbure du deuxième corps dans les plans  $x_2 = 0$  et  $y_2 = 0$  respectivement et  $\varphi$  est l'angle d'inclinaison des axes des deux corps l'un par rapport à l'autre.

Avant déformation, les contours des ellipses de contact donnés par l'espacement  $h(x, y)$  seront alors caractérisés par une excentricité "e<sub>c</sub>" telle que:

$$e_c = \frac{b}{a} = \left( \frac{A}{B} \right)^{1/2} \quad (\text{II.7})$$

où a et b représentent respectivement le grand axe et le petit axe de l'ellipse de contact.

Dans le cas de deux fils cylindriques de même rayon r (

Figure 20 et Figure 21 : Contact entre deux corps cylindriques. on a:

$$R_1 = R_2 = \infty \quad (\text{II.8})$$

$$R_1' = R_2' = r \quad (\text{II.9})$$

et par suite, à partir des équations (5) et (6), on obtient :

$$B = \frac{1}{2r}(1 + \cos(\varphi)) \quad (\text{II.10})$$

$$A = \frac{1}{2r}(1 - \cos(\varphi)) \quad (\text{II.11})$$

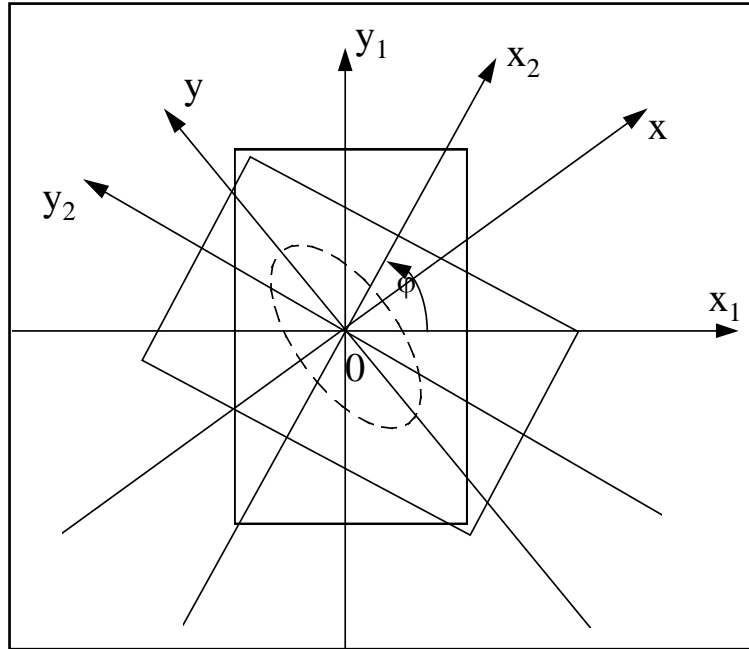


Figure 20: Disposition générale des axes d'orientation de deux corps en contact

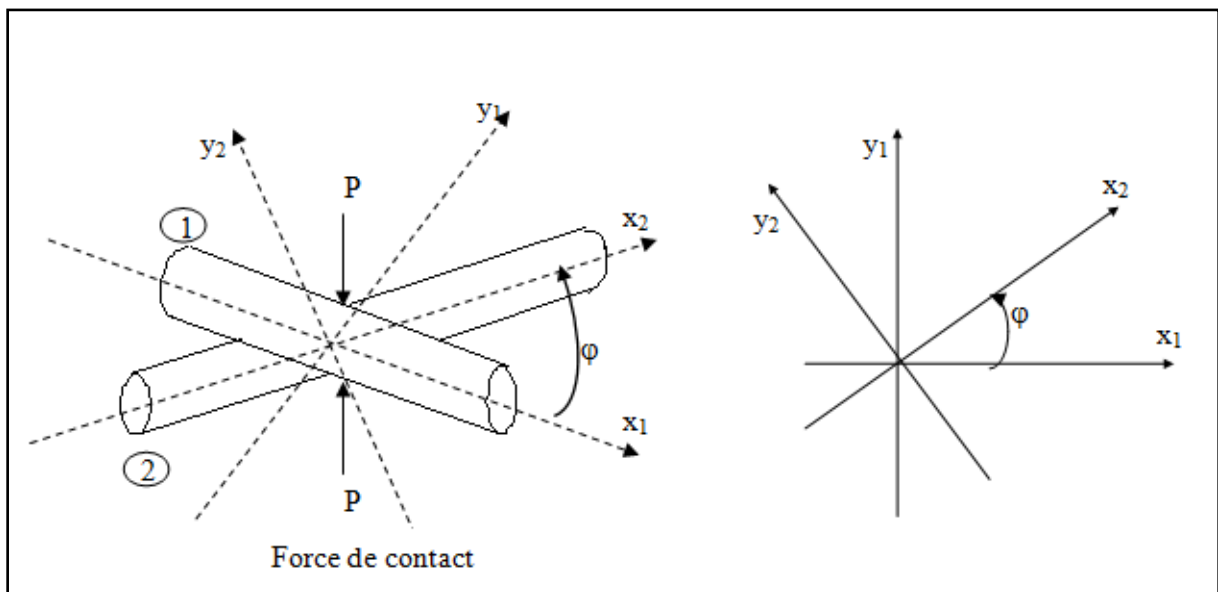


Figure 21 : Contact entre deux corps cylindriques.

L'excentricité "e<sub>c</sub>" de l'ellipse de contact ne dépendra alors que de l'inclinaison φ entre les axes des deux cylindres et s'exprime par:

$$e_c = \frac{b}{a} = \left( \frac{1 - \cos(\varphi)}{1 + \cos(\varphi)} \right)^{1/2} \quad (\text{II.12})$$

Pour φ = 90°, l'ellipse de contact se réduit à un cercle.

Pour φ = 180°, l'ellipse de contact sera caractérisée par un rectangle de largeur 2b et de longueur infinie (e<sub>c</sub> = ∞).

avec |α<sub>1</sub> - α<sub>2</sub>| = φ et où ρ<sub>1</sub> et ρ<sub>2</sub> sont les rayons de courbures des deux fils en contact et α<sub>1</sub> et α<sub>2</sub> leurs orientations respectives par rapport à la direction axiale du conducteur.

Lorsque les deux corps sont soumis à l'action d'une force normale au contact, l'ellipse de contact subira des déformations locales et sa configuration géométrique se trouvera modifiée. Pour un contact hertzien où la pression de contact est donnée par:

$$p = p_0 \sqrt{1 - (x/b)^2 - (y/a)^2} \quad (\text{II.13})$$

avec  $p_0 = \frac{3}{2} \frac{P}{\pi ab}$  et P est la force appliquée sur le contact.

Il a été montré que l'excentricité de l'ellipse de contact "e<sub>c</sub>" qui est indépendante de la charge appliquée peut être approximée par:

$$e_c = \frac{b}{a} \approx \left( \frac{B}{A} \right)^{-2/3} \quad (\text{II.14})$$

où le rapport  $\frac{B}{A}$  est donné par:

$$\frac{B}{A} = \frac{(a/b)^2 E(e_c) - K(e_c)}{K(e_c) - E(e_c)} \quad (\text{II.15})$$

E(e<sub>c</sub>) et K(e<sub>c</sub>) étant les intégrales elliptiques complètes de seconde et première espèce, et d'argument k :

$$K(e_c) = \int_0^{\pi/2} \frac{1}{\sqrt{1 - k^2 \sin^2(\theta)}} d\theta \quad (\text{II.16})$$

$$E(e_c) = \int_0^{\pi/2} \sqrt{(1-k^2 \sin^2 \theta)} d\theta \quad (\text{II.17})$$

$$\text{avec } k^2 = 1 - \frac{b^2}{a^2} \quad \text{pour } e_c = \frac{b}{a} < 1.$$

## I.2 Aspect mécanique du contact

Lors d'un contact entre deux corps de rayons de courbure quelconques, la connaissance des champs de contraintes au niveau des zones de contact provoquées par l'application d'un chargement extérieur (normal et/ou tangentiel) permet de bien délimiter les zones les plus sollicitées et qui sont par conséquent les plus susceptibles à la microfissuration. Dans ce contexte, il a été souvent montré que le phénomène de microfissuration est lié principalement à la contrainte de cisaillement maximale ou à la contrainte de cisaillement octaédrique.

Tout d'abord, nous rappelons qu'à partir de la théorie de l'élasticité, les contraintes dans un demi-plan engendrées par l'action d'une force normale "P" ou tangentielle "Q" montrées respectivement sur les Figure 22(a) et Figure 22(b) ci-dessous sont données par:

$$\sigma_{xx} = -\frac{2P}{\pi z} \cos^2(\theta) \sin^2(\theta) \quad \sigma_{xx} = -\frac{2Q}{\pi z} \cos^3(\theta') \sin(\theta') \quad (\text{II.18})$$

$$\sigma_{zz} = -\frac{2P}{\pi z} \cos^4(\theta) \quad \sigma_{zz} = -\frac{2Q}{\pi z} \cos(\theta') \sin^3(\theta') \quad (\text{II.19})$$

$$\tau_{xz} = -\frac{2P}{\pi z} \sin(\theta) \cos^3(\theta) \quad \tau_{xz} = -\frac{2Q}{\pi z} \sin^2(\theta') \cos^2(\theta') \quad (\text{II.20})$$

$$\text{où } \theta = \arccos \frac{z}{\sqrt{z^2 + x^2}} \quad \text{et } \theta' = \arccos \frac{x}{\sqrt{x^2 + z^2}} \quad (\text{II.21})$$

En déformations planes on a:

$$\sigma_{yy} = \nu(\sigma_{xx} + \sigma_{zz}) \quad (\text{II.22})$$

et les contraintes de cisaillement maximale et du cisaillement octaédrique sont données par:

$$\tau_{\max} = \sqrt{\left(\frac{\sigma_{xx} - \sigma_{zz}}{2}\right)^2 + \tau_{xz}^2} \quad (\text{II.23})$$

$$\tau_{\text{oct}} = \frac{1}{3} \sqrt{(\sigma_{xx} - \sigma_{yy})^2 + (\sigma_{yy} - \sigma_{zz})^2 + (\sigma_{zz} - \sigma_{xx})^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)} \quad (\text{II.24})$$

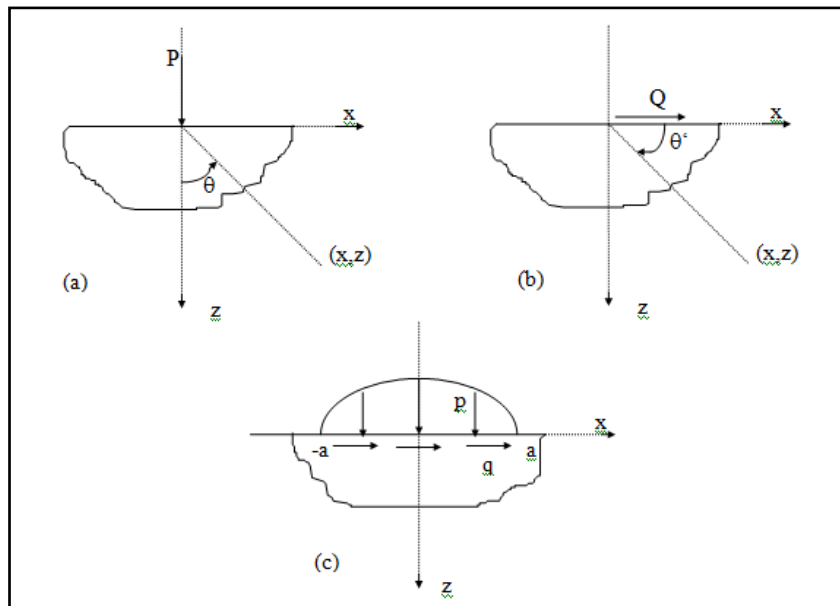


Figure 22 : Action d'une force normale (a) et tangentielle (b) et la combinaison entre les deux charges (c) sur un demi-plan infini.

Dans la section suivante et en s'inspirant des formulations générales de Smith, et de Nowell et col. développées dans le cas de charges distribuées, on examinera séparément, les champs de contraintes de volume et de surface engendrés en 2D. L'étude portera principalement sur l'examen des contraintes de cisaillement maximal.

### I.3 Contraintes de volume

Les équations (II.25, II.26 et II.27) théoriquement démontrés précédemment fournissent une base pour déterminer l'état de contrainte induit dans un corps sous une pression  $p(x)$  donnée et pour une distribution de cisaillement  $q(x)$ . Pour un élément infinitésimale  $d\xi$  situé sur la surface de contact, on montre que les contraintes  $\sigma_{xx}$ ,  $\sigma_{yy}$ ,  $\tau_{xy}$  et  $\tau_{maxxy}$  engendrées au dessous du contact peuvent être exprimés par Timoshenko and Goodier [71].

$$\sigma_{xx} = \frac{2}{\pi y} \left( \int_{-a}^a \frac{p(\xi)(x-\xi)^2 d\xi y^2}{[(x-\xi)^2+y^2]^2} + \int_{-a}^a \frac{q(\xi)(x-\xi)^3 d\xi y}{[(x-\xi)^2+y^2]^2} \right) \quad (\text{II.25})$$

$$\sigma_{yy} = \frac{2}{\pi y} \left( \int_{-a}^a \frac{p(\xi) d\xi y^4}{[(x-\xi)^2+y^2]^2} + \int_{-a}^a \frac{q(\xi)(x-\xi) d\xi y^3}{[(x-\xi)^2+y^2]^2} \right) \quad (\text{II.26})$$

$$\tau_{xy} = \frac{2}{\pi y} \left( \int_{-a}^a \frac{p(\xi)(x-\xi) d\xi y^3}{[(x-\xi)^2+y^2]^2} + \int_{-a}^a \frac{q(\xi)(x-\xi)^2 d\xi y^2}{[(x-\xi)^2+y^2]^2} \right) \quad (\text{II.27})$$

Par application de ces formulations au cas d'un contact entre un fil orthodontique et braquette, une simulation sur Mathcad a été effectuée. Le programme ainsi établi étant reporté sur l'annexe 1. Sur les Figure 24, Figure 25 ,Figure 26 et Figure 27, on donne des exemples de la distribution des contraintes de volume au dessous du contact avec les considerations géométriques et des sollicitations souvent imposés en clinique dentaire. Dans cette application et, pour mieux simuler le contact, on choisit une charge normale Hertzienne exprimée sous la forme (II.28):

$$p(x) = p_0 \sqrt{1 - \left(\frac{x}{a}\right)^2} \quad (\text{II.28})$$

Où a est la demi largeur du contact et p<sub>0</sub>, la charge maximale au milieu du contact donnée

par :  $p_0 = \frac{2P}{\pi a}$

Un exemple de cette distribution de Herz est donnée par la Figure 23.

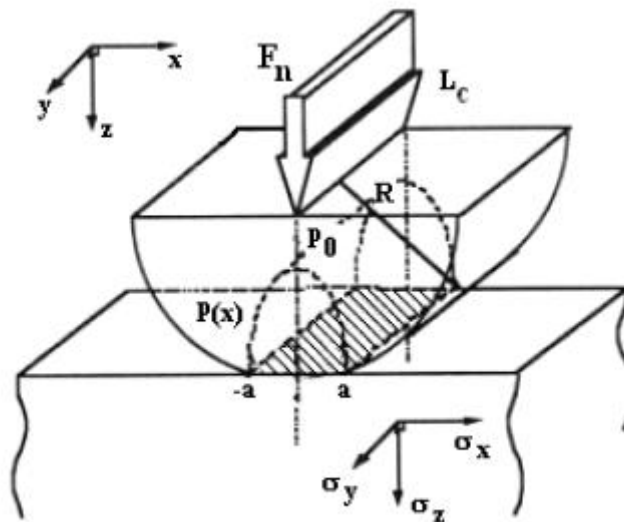


Figure 23 : Action d'une charge normale et tangentielle distribuées sur un demi-plan infini ,cas de la charge Hertzienne .

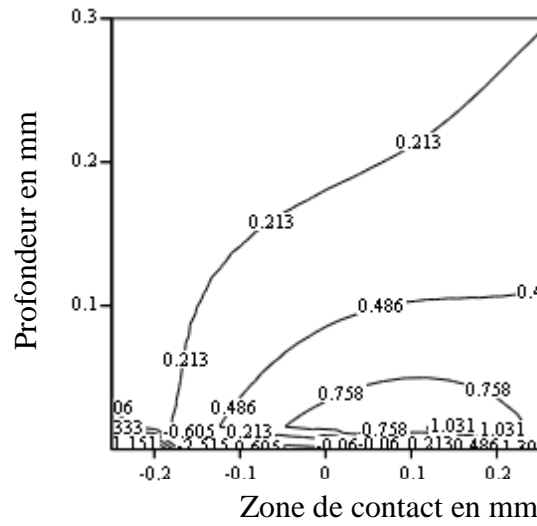


Figure 24: Iso-contraintes  $\frac{\sigma_{xx}}{P_0}$  dans le cas d'un chargement hertzien pour  $\mu=0.3$

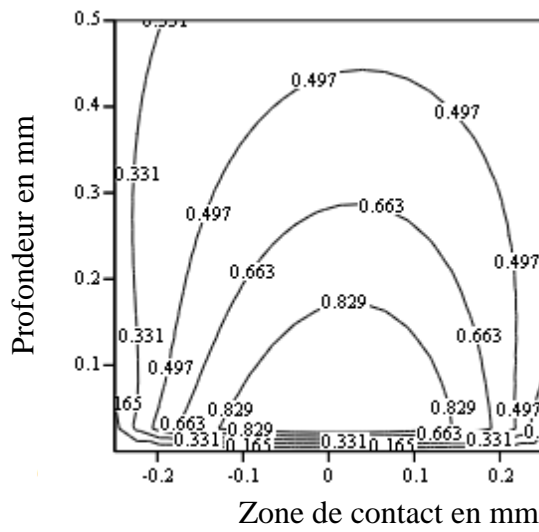


Figure 25: Iso-contraintes  $\frac{\sigma_{yy}}{P_0}$  dans le cas d'un chargement hertzien pour  $\mu=0.3$



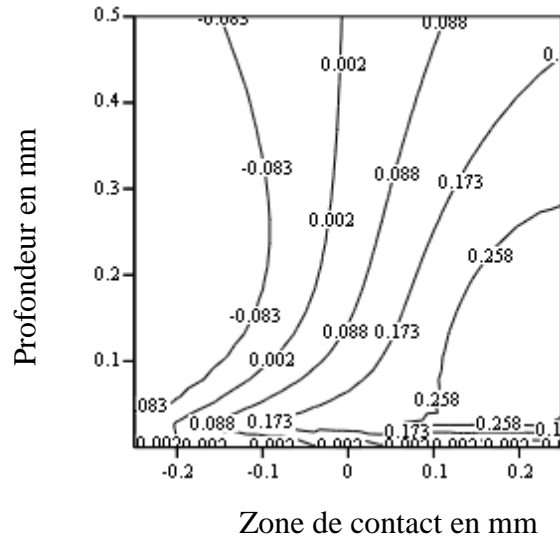


Figure 26 : Iso-constrainte  $\frac{\tau_{xy}}{P_0}$  dans le cas d'un chargement hertzien pour  $\mu=0.3$

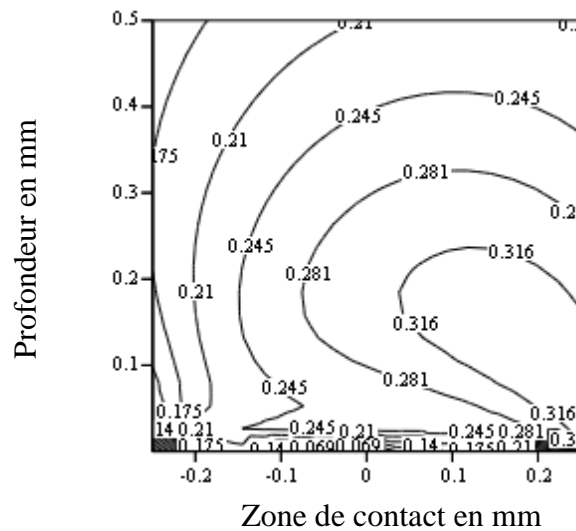


Figure 27 : Iso-constraints de cisaillement maximal  $\frac{\tau_{xy max}}{P_0}$  dans le cas d'un chargement hertzien pour  $\mu=0.3$

Afin de mieux comprendre ce qui se passe réellement au niveau de la concentration de la charge entre le fil dentaire et la Bracket, nous avons simulé le cas d'une charge linéaire sous la forme :

$$p(x) = p_0 \left(1 + \frac{x}{a}\right).$$

Ce type de distribution étant donné sur la Figure 28.

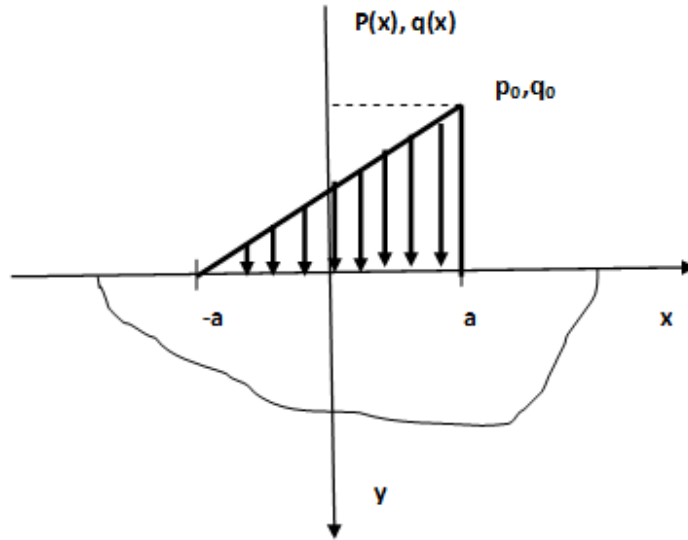


Figure 28: Distribution d'un chargement linéaire

Les courbes des iso-contraintes  $\frac{\sigma_{xx}}{P_0}$ ,  $\frac{\sigma_{yy}}{P_0}$ ,  $\frac{\tau_{xy}}{P_0}$  et  $\frac{\tau_{xy \max}}{P_0}$  sont montrées sur les figures ci-dessous (Voir Figure 29, Figure 30, Figure 31 et Figure 32)

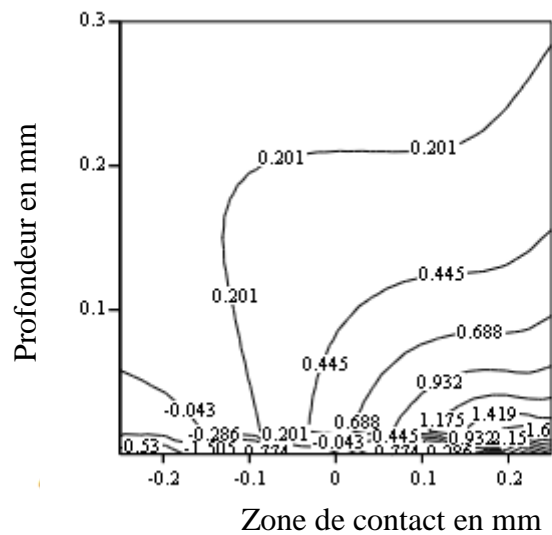


Figure 29: Iso-contraintes  $\frac{\sigma_{xx}}{P_0}$  dans le cas d'un chargement linéaire pour  $\mu=0.3$

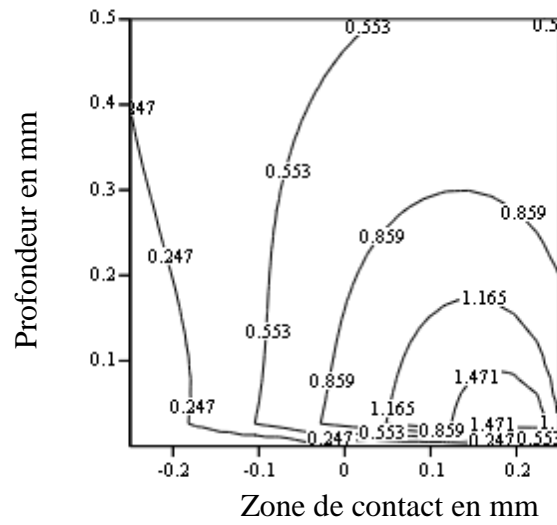


Figure 30 : Iso-contraintes  $\frac{\sigma_{yy}}{P_0}$  dans le cas d'un chargement linéaire pour  $\mu=0.3$

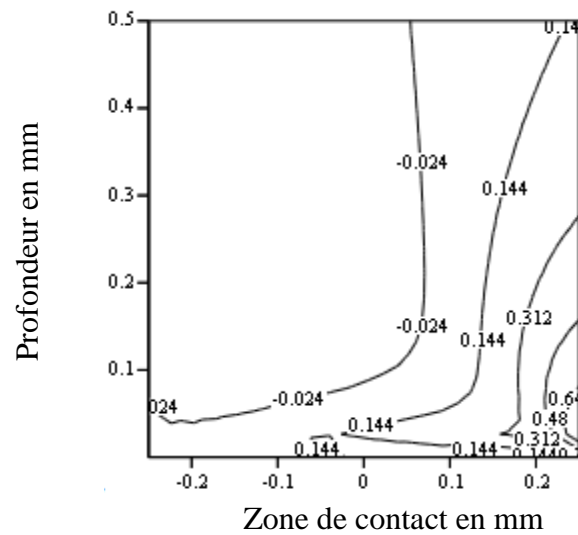


Figure 31 : Iso-contraintes  $\frac{\tau_{xy}}{P_0}$  dans le cas d'un chargement linéaire pour  $\mu=0.3$

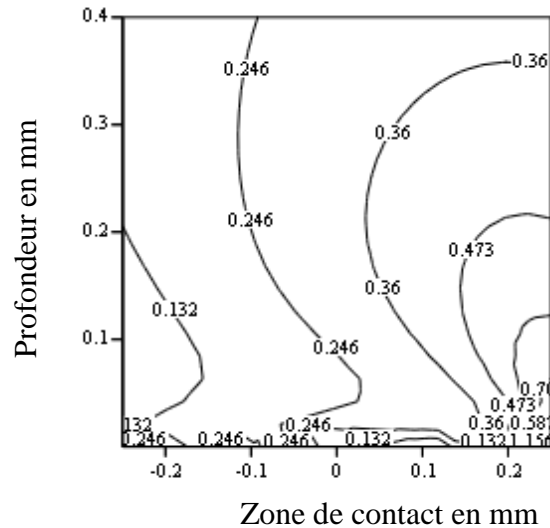


Figure 32: Iso-contraintes  $\frac{\tau_{xy\max}}{P_0}$  dans le cas d'un chargement linéaire pour  $\mu=0.3$

Nous constatons que la concentration de la charge est située au dessus du contact, elle est de l'ordre de  $0.3 P_0$ .

#### I.4 Contraintes de surface

En présence des microglissements (ou DIP) à la surface de contact, la connaissance du champ de contraintes de surface va nous permettre de mieux limiter les zones de surface où la microfissuration est plus probable. En effet, et comme l'initiation des microfissures apparaît souvent à la surface de contact ou juste au-dessous de celle-ci, l'évaluation des contraintes facilitera la modélisation ou l'application des modèles de microfissuration établis à ce sujet.

Tout d'abord, nous rappelons qu'en présence d'une zone de microglissement et pour un contact hertzien, les distributions de pression et de contraintes à la surface (voir Figure 33) sont données par :

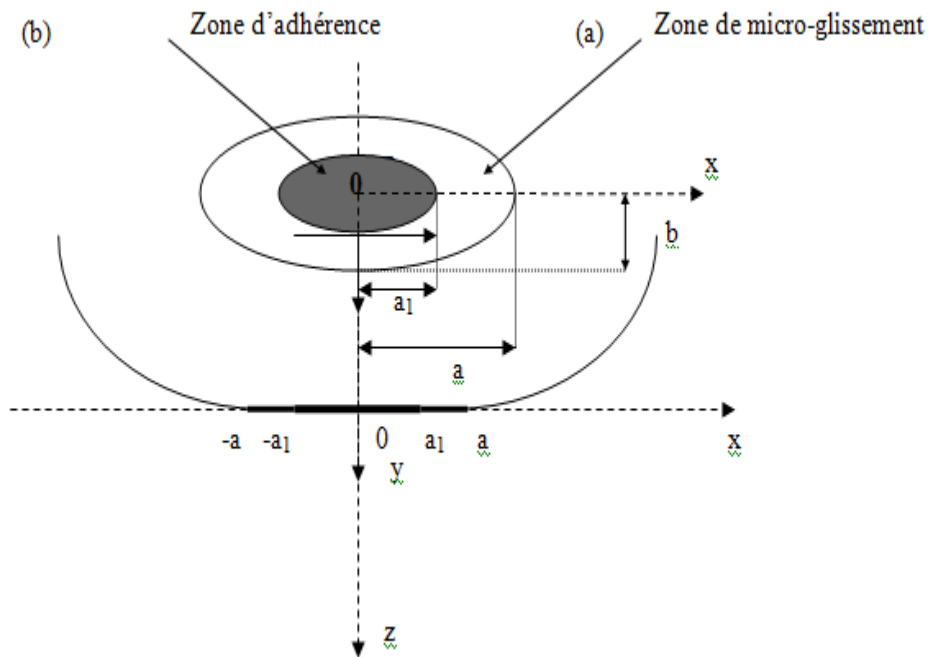


Figure 33 : Zones d'adhérence (a) et de micro-glissement (b)

- Pour  $|x| \leq a$  :

$$p(x) = p_0 \sqrt{1 - \left(\frac{x}{a}\right)^2} \quad (\text{II.29})$$

- Pour  $-a \leq x \leq a_1$  et  $a_1 \leq x \leq a$  :

$$q(x) = q'(x) = \mu p_0 \sqrt{1 - \left(\frac{x}{a}\right)^2} \quad (\text{II.30})$$

- Pour  $|x| \leq a_1$  :

$$q(x) = q'(x) + q''(x) = \mu p_0 \sqrt{1 - \left(\frac{x}{a}\right)^2} - \mu p_0 \frac{a_1}{a} \sqrt{1 - \left(\frac{x}{a_1}\right)^2} \quad (\text{II.31})$$

où  $a_1$  représente la limite de la zone d'adhérence telle que:

$$a_1 = a \sqrt{1 - \frac{Q}{\mu P}} \quad (\text{II.32})$$

Q et P représentent respectivement la force tangentielle et la force normale appliquée au contact.

D'autre part, et en se basant sur les résultats de J.O. Smith et col [72] et de D. Nowell et col. [73] établis dans le cas d'un macro-glissement, l'expression des différentes contraintes

$\sigma_{ij}$  engendrées en déformations planes à la surface d'un contact entre deux cylindres peuvent être résumées dans le Tableau 2 ci-dessous. Dans ce dernier tableau, les contraintes  $\sigma_{ij}^n$  et  $\sigma_{ij}^t$  représentent respectivement les contraintes normales et tangentielles à la surface du contact.

La présence des microglissements dans la zone de contact nous conduit par ailleurs à considérer, en plus de l'effet de la charge tangentielle  $q(x)$ , l'influence d'une charge symétrique  $q'(x)+q''(x)$  donnée par l'équation (II.31) entre  $-a_1$  et  $+a_1$ . Ainsi, et par analogie avec les formulations données dans le Tableau 2 ci-dessus, nous pouvons déduire les différentes contraintes  $\sigma_{ij}$  dans chaque zone de l'empreinte de contact. Comme  $\sigma_{ij} = \sigma_{ij}^n + \sigma_{ij}^t$ , dans chaque zone, on obtient à la surface de contact :

Tableau 2: Contraintes de surface dans un contact (Cas d'un macroglissement).

$\sigma_{ij}$	$X \leq -1$	$ X  \leq 1$	$X \geq 1$
$\sigma_{xx}^n / p_0$	0	$\sqrt{1-X^2}$	0
$\sigma_{zz}^n / p_0$	0	$\sqrt{1-X^2}$	0
$\sigma_{yy}^n / p_0$	0	$2\nu\sqrt{1-X^2}$	0
$\sigma_{xz}^n / p_0$	0	0	0
$\sigma_{xx}^t / \mu p_0$	$2\left[X + \sqrt{X^2 - 1}\right]$	$-2X$	$2\left[X - \sqrt{X^2 - 1}\right]$
$\sigma_{zz}^t / \mu p_0$	0	0	0
$\sigma_{yy}^t / \mu p_0$	$2\nu\left[X + \sqrt{X^2 - 1}\right]$	$2\nu X$	$2\nu\left[X - \sqrt{X^2 - 1}\right]$
$\sigma_{xz}^t / \mu p_0$	0	$\sqrt{1-X^2}$	0

où  $X = \frac{x}{a}$

$\sigma_{xy}^n = \sigma_{yz}^n = 0$

$\sigma_{zz}^t / \mu = \sigma_{xz}^n$

$\sigma_{xz}^t / \mu = \sigma_{xx}^n$

$$\sigma_{xy}^t = \sigma_{yz}^t = 0$$

- Pour  $|x| \leq a_1$ :

$$\sigma_{xx} = p_0 \sqrt{1 - \left(\frac{x}{a}\right)^2} \quad (\text{II.33})$$

$$\sigma_{zz} = p_0 \sqrt{1 - \left(\frac{x}{a}\right)^2} \quad (\text{II.34})$$

$$\sigma_{yy} = 2\nu p_0 \sqrt{1 - \left(\frac{x}{a}\right)^2} \quad (\text{II.35})$$

$$\sigma_{xz} = \mu p_0 \left[ \sqrt{1 - \left(\frac{x}{a}\right)^2} - \frac{a_1}{a} \sqrt{1 - \left(\frac{x}{a_1}\right)^2} \right] \quad (\text{II.36})$$

- Pour  $a_1 \leq x \leq a$ :

$$\sigma_{xx} = 2\mu p_0 \frac{a_1}{a} \sqrt{\left(\frac{x}{a_1}\right)^2 - 1} + p_0 \sqrt{1 - \left(\frac{x}{a}\right)^2} \quad (\text{II.37})$$

$$\sigma_{zz} = p_0 \sqrt{1 - \left(\frac{x}{a}\right)^2} \quad (\text{II.38})$$

$$\sigma_{yy} = 2\nu p_0 \sqrt{1 - \left(\frac{x}{a}\right)^2} + 2\nu \mu p_0 \frac{a_1}{a} \sqrt{\left(\frac{x}{a_1}\right)^2 - 1} \quad (\text{II.39})$$

$$\sigma_{xz} = \mu p_0 \sqrt{1 - \left(\frac{x}{a}\right)^2} \quad (\text{II.40})$$

- Pour  $-a \leq x \leq -a_1$ :

$$\sigma_{xx} = -2\mu p_0 \frac{a_1}{a} \sqrt{\left(\frac{x}{a_1}\right)^2 - 1} + p_0 \sqrt{1 - \left(\frac{x}{a}\right)^2} \quad (\text{II.41})$$

$$\sigma_{zz} = p_0 \sqrt{1 - \left(\frac{x}{a}\right)^2} \quad (\text{II.42})$$

$$\sigma_{yy} = -2\nu \mu p_0 \frac{a_1}{a} \sqrt{\left(\frac{x}{a_1}\right)^2 - 1} + 2\nu p_0 \sqrt{1 - \left(\frac{x}{a}\right)^2} \quad (\text{II.43})$$

$$\sigma_{xz} = \mu p_0 \sqrt{1 - \left(\frac{x}{a}\right)^2} \quad (\text{II.44})$$

Sous les conditions de chargement, la dégradation des points de contact soumis à de petits débattements se manifeste souvent par l'apparition puis la propagation des fissures. L'étude de ce phénomène entre dans le contexte plus général de l'étude de la fatigue induite par petits débattements (FIP) et dont l'intérêt est certain. Contrairement aux problèmes liés à la naissance des fissures qui sont difficilement quantifiables et largement dépendant des propriétés des matériaux, le comportement puis la propagation en rupture fragile d'une fissure préexistante peut toutefois s'étudier dans le cadre de l'élasticité.

Lors de l'examen métallurgique des empreintes de contact, il a été souvent remarqué que la morphologie de celles-ci dépend principalement du mode de chargement imposé. En se référant aux divers essais de simulation de FIP, il a été remarqué que sous une charge normale  $P$  donnée, l'application d'une contrainte cyclique  $\sigma_a$  engendre une certaine dissymétrie du faciès caractérisant les microglissements engendrés de part et d'autre du point de contact. Ainsi, si la charge  $P$  est suffisamment élevée pour que le macroglissement ne survienne pas, la zone située du côté de l'excentrique sera plus sollicitée par l'application de  $\sigma_a$  que celle située du côté encasturé. Sous ces conditions, la déformation alternée sera donc plus faible sinon nulle du côté de l'encastrement et par conséquent les microglissements ne pourront se produire que du côté le plus sollicité par  $\sigma_a$ .

L'examen des empreintes de contact lors des essais de FIP ou celles observées lors des tests de fatigue ont bien mis en évidence l'existence de ces zones de microglissement concentrées du côté où la contrainte cyclique est imposée. La forme de telles empreintes est schématisée à la Figure 35.

Ces dernières constatations nous ont amenées dans un premier temps à formuler théoriquement et selon la direction du chargement l'évolution des différentes zones présentes dans une empreinte de contact en présence d'un chargement additionnel donné. Ainsi, en s'inspirant du modèle établi par D. Nowell et D.A. Hills, [74] on peut considérer le problème bidimensionnel d'un simple contact entre un cylindre et un demi-plan comme schématisé sur la Figure 35a et Figure 35 b.

Si, sous l'effet des contraintes  $\sigma_1$  et  $\sigma_2$  appliquées de part et d'autre du contact (Figure 35a), les limites  $c_1$  et  $c_2$  de la zone d'adhérence se déplacent d'une même valeur  $e$ , celles-ci ne seront plus symétriques par rapport au centre du contact et on peut écrire:

$$\begin{aligned} c_1 &= a_1 + e \\ c_2 &= -a_1 + e \end{aligned} \tag{II.45}$$



où  $-a_1$  et  $a_1$  représentent les limites de cette zone en absence du chargement additionnel comme schématisé sur la Figure 35a).

En considérant un contact Hertzien, la distribution de la pression de contact sur l'empreinte est donnée par:

$$p(x) = p_0 \sqrt{1 - \left(\frac{x}{a}\right)^2} \quad \text{pour } |x| \leq a \quad (\text{II.46})$$

où  $p_0$  est donnée par :  $p_0 = \frac{2P}{\pi a}$

Dans ce cas, la distribution des contraintes de cisaillement engendrées à la surface du contact sont telles que:

$$q(x) = q'(x) = \mu p_0 \sqrt{1 - \left(\frac{x}{a}\right)^2} \quad \text{pour } -a \leq x \leq c_2 \text{ et } c_1 \leq x \leq a \quad (\text{II.47})$$

$$q(x) = q'(x) + q''(x) \quad \text{pour } c_2 \leq x \leq c_1 \quad (\text{II.48})$$

où  $q''(x)$  est à déterminer dans ce cas particulier et  $\mu$  représente le coefficient de friction.

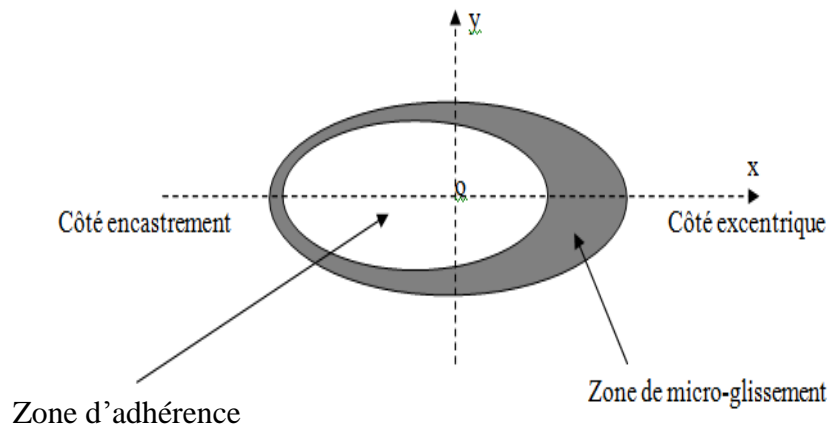


Figure 34: Différentes zones dans une empreinte de contact soumise à un chargement dissymétrique.

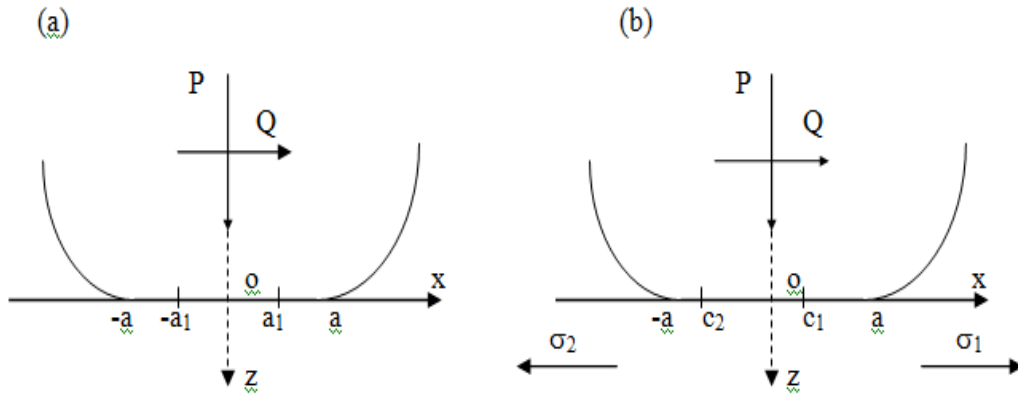


Figure 35 : Contact cylindre-demi-plan en présence ou non d'un chargement additionnel

Si, sous l'effet de ces distributions de contraintes  $q'(x)$  et  $q''(x)$ ,  $\delta_x$  représente le déplacement relatif entre les deux corps en contact, on peut écrire:

$$u_1(x) - u_2(x) = Cte = \delta_x \quad (\text{II.49})$$

où  $u_1(x)$  et  $u_2(x)$  sont les déplacements respectifs de deux points appartenant respectivement aux corps 1 et 2 en contact. Les deux points sont situés loin de l'interface de contact.

Par dérivation de l'équation (II.49) et selon D. Nowell et D.A. Hills et K.L.Johnson [75] on obtient en déformation plane:

$$\frac{\partial u_1(x)}{\partial x} - \frac{\partial u_2(x)}{\partial x} = 0 \Leftrightarrow -\frac{4(1-\nu^2)}{\pi E} \cdot \int_{-a}^{+a} \frac{q(\xi)}{x-\xi} d\xi - \frac{\sigma_0}{E}(1-\nu^2) = 0 \quad (\text{II.50})$$

où  $\nu$  est le coefficient de Poisson,  $\sigma_0$  le chargement additionnel appliqué et  $\xi$  est une variable d'intégration. Comme :

$$\int_{-a}^{+a} \frac{q(\xi)}{x-\xi} d\xi = \int_{-a}^{c_2} \frac{q'(\xi)}{x-\xi} d\xi + \int_{c_2}^{c_1} \frac{(q'(\xi)+q''(\xi))d\xi}{x-\xi} + \int_{c_1}^{+a} \frac{q'(\xi)}{x-\xi} d\xi \quad (\text{II.51})$$

et en tenant compte du résultat (II.50), le développement de ces dernières intégrales, nous donne :

$$\int_{c_2}^{c_1} \frac{q''(\xi)}{x-\xi} d\xi = \mu p_0 \pi \frac{x}{a} - \frac{\sigma_0 \pi}{4} \quad (\text{II.52})$$

L'évaluation de la fonction  $q''(x)$  est résolue par N.I. Muskhelishvili et col. [76] et se présente sous la forme suivante :

$$q''(x) = -\frac{\sqrt{(x-c_2)(c_1-x)}}{\pi} \int_{c_2}^{c_1} \frac{(\mu p_0/a)\xi - (\sigma_0/4)}{\sqrt{(\xi-c_2)(c_1-\xi)(\xi-x)}} d\xi \quad (\text{II.53})$$

et nécessitera la consistance de l'intégrale entre  $c_1$  et  $c_2$ , à savoir:

$$\int_{c_2}^{c_1} \frac{(\mu p_0 t / a) - (\sigma_0 / 4)}{\sqrt{(t - c_2)(c_1 - t)}} dt = 0 \quad (\text{II.54})$$

Les équations (II.53) et (II.54) ci-dessus, permettent d'exprimer d'une part la distribution de la charge  $q''(x)$  et, d'établir d'autre part, une relation directe entre les limites  $c_1$  et  $c_2$ . En effet, à l'aide d'un changement de variables dans l'équation (II.53) et sachant que  $(c_2 - x)(x - c_1) \geq 0$  dans l'intervalle  $[c_2, c_1]$  on obtient:

$$q''(x) = -\frac{\mu p_0}{a} \sqrt{(x - c_2)(c_1 - x)} \quad (\text{II.55})$$

D'un autre côté, l'évaluation de l'équation (II.54) se ramène à:

$$c_1 + c_2 = \frac{\sigma_0 a}{2\mu p_0} \quad (\text{II.56})$$

ou; en vertu de l'équation (II.55),

$$e = \frac{\sigma_0 a}{2\mu p_0} \quad (\text{II.57})$$

Comme les équations (II.55) et (II.56) ne permettent pas de connaître l'évolution de  $c_1$  et de  $c_2$ , nous sommes, par la suite, amenés à établir une autre équation tenant compte de la charge tangentielle totale appliquée sur l'empreinte de contact  $(-a, a)$ . Ainsi, on a:

$$\begin{aligned} Q &= \int_{-a}^{+a} q(x) dx = \mu P + \int_{c_2}^{c_1} q''(x) dx \\ &= \mu P - \mu P \left( \frac{c_1 - c_2}{2a} \right)^2 \end{aligned} \quad (\text{II.58})$$

$$\text{Soit : } c_1 - c_2 = 2a \sqrt{1 - \frac{Q}{\mu P}} \quad (\text{II.59})$$

À partir des équations (II.56) et (II.59), on retrouve bien le résultat formulé à ce propos par D. Nowell et D.A. Hills, à savoir :

$$c_1 = \frac{\sigma_0 a}{4\mu p_0} + a \sqrt{1 - \frac{Q}{\mu P}} \quad (\text{II.60})$$

$$c_2 = \frac{\sigma_0 a}{4\mu p_0} - a \sqrt{1 - \frac{Q}{\mu P}} \quad (\text{II.61})$$

L'examen des limites des frontières de la zone d'adhérence lors d'un chargement et/ou du déchargement permet de retrouver le chargement additionnel relatif pour lequel la zone de

microglissement peut être complètement déplacée d'un côté ou de l'autre du contact. En effet, si ces limites correspondent aux cas où  $c_1 \leq a$  ou à  $c_2 \geq -a$ , on obtient:

$$-4\left(1 - \sqrt{1 - \frac{Q}{\mu P}}\right) \leq \frac{\sigma_0}{\mu p_0} \leq 4\left(1 - \sqrt{1 - \frac{Q}{\mu P}}\right) \quad (\text{II.62})$$

En dehors de ces limites, la situation correspondra à un macroglissement. En effet, comme  $1 - \sqrt{1 - Q/\mu P}$  est toujours positif ou nul, le macroglissement aura lieu dès lors que  $|\sigma_0/\mu p_0| \geq 4$ .

Pour pouvoir mettre en évidence ces modes dégradations générées sous l'effet de la charge tangentielle en présence d'une charge additionnelle sur le fil en contact avec la braquette, un programme Mathcad a été élaboré (Voir annexe 2) avec les données expérimentales adoptées lors du contact fil-braquette à savoir:

- Largeur du contact est de: 0,25 mm
- Charge tangentielle totale par unité de longueur est de : 1,2 N
- Pression normale arbitraire par unité de longueur est de : 12,7N
- Un coefficient de friction de : 0,3
- Une charge tangentielle additionnelle de : 7,316 MPa

Sur la Figure 36 présenté ci-dessous, on la distribution de la charge tangentielle le long du contact. Sur cette Figure 36 on remarque clairement que la charge tangentielle maximale est obtenue à l'interface entre la zone d'adhérence et la zone de micro-glissement et est orientée vers le côté le plus sollicité.

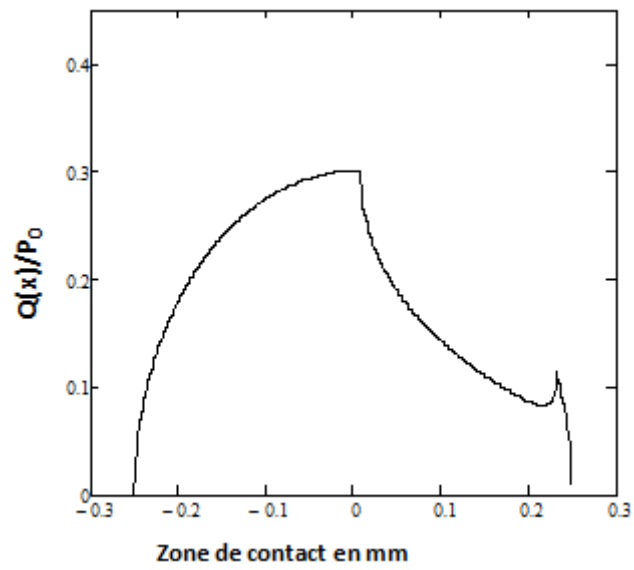


Figure 36 : La distribution de la charge tangentielle le long du contact pour le cas d'un coefficient de friction de  $\mu=0.3$

# **CHAPITRE II :**

## **MATERIELS ET METHODES**

## **I. Introduction**

Ce chapitre a pour but de présenter les méthodes expérimentales utilisées dans cette étude. Une description des matériaux, de l'électrolyte, et des montages effectués permet, dans un premier temps, de fixer une démarche expérimentale assurant une bonne reproductibilité des résultats. Pour se faire, la démarche suivante a été adoptée:

- Suivi de l'évolution du potentiel du circuit ouvert en fonction du temps et examen de la polarisation et de la spectroscopie d'impédance du système fils orthodontiques /salive avant et après fretting.

Pour effectuer les tests de fretting-corrosion des matériaux étudiés en milieu buccal, les études ont été conduites en trois étapes, à savoir:

- Tests électrochimiques de matériaux en salive artificielle
- Essais de fretting fatigue
- Essais de fretting-corrosion des matériaux dans la salive artificielle.

## **II . Matériels utilisés :**

### **I.1 Choix des éléments orthodontiques :**

D'un point de vue historique, les alliages à base d'or furent les premiers à être utilisés malgré leur coût élevé. Les alliages d'or étaient utilisés dans la pratique de l'Edgewise (L'Edgewise est une technique fixe multi attache qui a pour objectif de déplacer les dents sur l'arcade ou les arcades en totalité par rapport à la base osseuse correspondante. Ce n'est pas une méthode de traitement mais un système mécanique qui permet des déplacements dentaires contrôlés dans les trois plans de l'espace.). Ils sont composés d'or, de cuivre, d'argent, de palladium et de platine. Ces fils à base d'or possèdent un module d'élasticité plus bas que celui de l'acier, soit de l'ordre de 100 GPa et les forces restituées à la décharge sont donc inférieures [77]. Les fils peuvent être soudés ou brasés, ils sont très souples et faciles à façonner. Ces alliages nobles sont très résistants à la corrosion. Ils peuvent par contre favoriser, avec la présence de l'électrolyte salivaire, des phénomènes d'oxydoréduction et de corrosion galvanique dans les cas où d'autres alliages non nobles sont présents en bouche

(amalgames ou couronnes dentaires en alliage non noble). Les caractéristiques de tels matériaux [78] et [79] sont décrites dans les Tableau 3 et Tableau 4 ci-dessous :

- Les fils d'acier inoxydable 304L de section .018 inch (0,0457 cm) fabriqués à Mexico par la compagnie Ortho-Organiser®.
- Les fils de nickel-titane de section .018inch (0,0457 cm) fabriqués aux USA par la compagnie des fils G&H®.

Le Tableau 3 représente les différents composants des fils en acier inoxydable et en nickel-titane utilisés.

Tableau 3: Composition des fils en acier inoxydable et en Ti-Ni.

Fil	Composition (en %)
Acier inoxydable	18% Cr, 10%Ni, le reste en Fe, des traces de Si et C
Ti-Ni	55 55% Ni, 45%Ti

Tableau 4 : Composition de la bracket en acier inoxydable.

Bracket	Composition (en %)
Acier inoxydable	18% Cr, 10%Ni, le reste en Fe, des traces de Si et C

## I.2 Milieux artificiels

Deux milieux d'étude sont utilisés:

Milieu 1 : Solution de Ringer à pH initial, dont la composition est donnée dans le Tableau 5 [80] et [81].

Tableau 5 : Composition de la salive artificielle utilisée

Composant	Concentration
Chlorure de sodium <i>NaCl</i>	9 g/L
Chlorure de potassium KCl	0,42 g/L
Chlorure de calciumdihydrate ( $\text{CaCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ )	0,2 g/L
Hydrogénocarbonate de sodium $\text{NaHCO}_3$	0,2 g/L



Les différents éléments sont pesés individuellement à l'aide à une balance de précision 1/100000 (Figure 37), puis immergées dans l'eau distillée dans une fiole de 1 litre avec un agitateur magnétique.



Figure 37: Balance

**Milieu 2 :** Solution de Ringer acidifiée par adjonction d'acide acétique.

Le pH initial de la salive étant de 7,8. L'abaissement du pH est réalisé par l'adjonction goutte à goutte d'acide acétique (1M). Un pH-mètre (Figure 38) composé d'une électrode de verre a été utilisée afin de vérifier la valeur du pH de la solution d'étude est égale à 3. L'homogénéité de l'électrolyte est assurée par un agitateur magnétique tournant à vitesse réduite.



Figure 38:pH mètre

### III. Méthodes expérimentales :

#### II.1 Méthodes électrochimiques

Les méthodes électrochimiques sont classées en deux groupes : les méthodes stationnaires et non stationnaires, dites transitoires.

##### III.1.1 Techniques stationnaires

Les techniques stationnaires permettent d'étudier un système se trouvant dans son état quasiment d'équilibre thermodynamique ; elles prennent en compte tous les couples redox dans la solution.

##### III.1.1.1 Suivi du potentiel en circuit ouvert

Egalement désigné par potentiel d'abandon ou potentiel libre, il s'agit de la grandeur électrochimique la plus immédiatement mesurable. Cette technique simple apporte des informations préliminaires sur la nature des processus en cours, à l'interface métal/électrolyte. Son évolution au cours du temps est susceptible de donner des indications sur l'évolution des processus de corrosion ou de passivation lors de la formation d'une couche protectrice. Les courbes de la Figure 39 illustrent les différents cas.

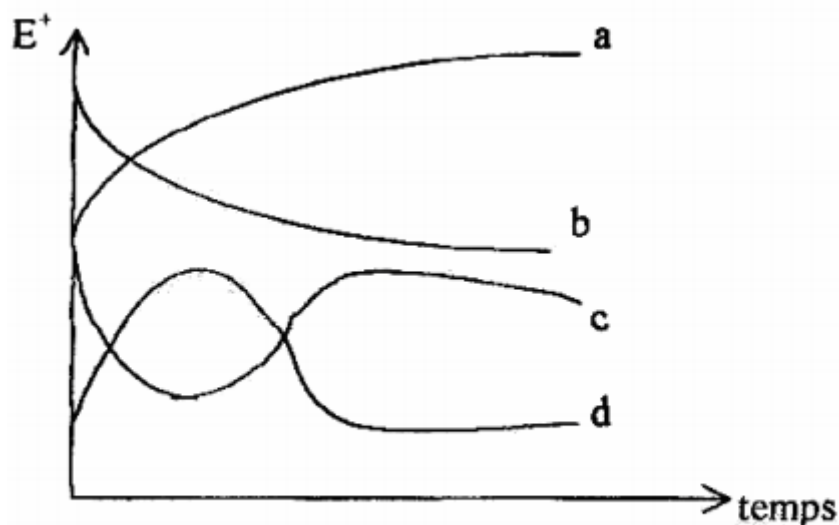


Figure 39: Evolution du potentiel en fonction de temps.

- (a) : Le potentiel devient plus cathodique, il y a formation d'un film protecteur, dit film de passivation
- (b) : Destruction de l'oxyde métallique, le potentiel devient de moins en moins noble
- (c) : Passivation apparaissant après un début d'attaque
- (d) : Disparition d'un film protecteur préexistant à l'immersion

### III.1.1.2 Courbes de polarisation

Les courbes courant-tension stationnaires permettent d'estimer la vitesse de corrosion et d'appréhender la formation du film inhibiteur. Pour déterminer une courbe de polarisation, on applique, à l'aide d'un potentiostat, différents potentiels entre l'électrode de travail et une électrode de référence. On mesure le courant stationnaire qui s'établit après un certain temps dans le circuit électrique entre l'électrode de travail et une contre-électrode.

Cette méthode permet de déterminer d'une façon précise les paramètres électrochimiques d'un métal au contact d'un électrolyte à savoir : l'intensité de courant de corrosion, le potentiel de corrosion, les pentes de Tafel, les courants limites. Elle donne des mesures rapides et sa mise en œuvre est relativement simple.

Pour déterminer expérimentalement ces paramètres électrochimiques, une présentation logarithmique de la densité de courant est en général préférable, car elle met en évidence la relation linéaire entre le logarithme de la densité de courant et le potentiel (Figure 40). En effet, du point de vue théorique, l'évolution de la densité de corrosion  $J$  avec le potentiel  $E$ , s'exprime selon l'équation de TAFEL.

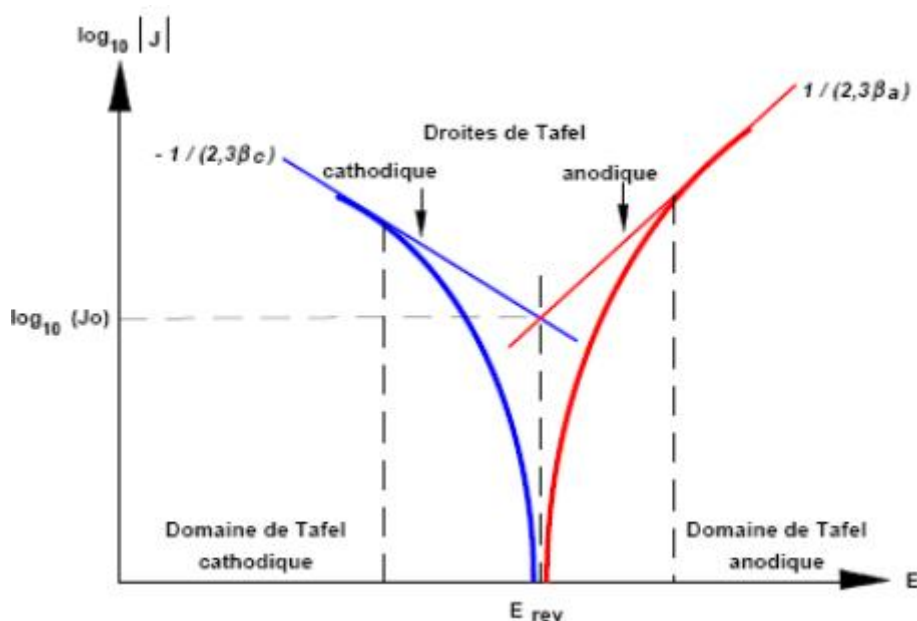


Figure 40: Détermination des paramètres électrochimiques à partir des droites de Tafel.

### III.1.2 Techniques non stationnaires

Des techniques de mesure non stationnaires sont également retrouvées dans la littérature récente comme la méthode des impédances complexes. C'est une méthode non destructrice et peu perturbatrice, tout comme la mesure des résistances de polarisation. Elle consiste à imposer une perturbation sinusoïdale de faible amplitude et de fréquence variable à

une électrode métallique en situation de corrosion, et à mesurer l'impédance du système considéré.

Du point de vue électrique, l'impédance représente l'opposition totale qu'un circuit présente au passage d'un courant alternatif. Ainsi, si l'on impose un courant alternatif à une cellule électrochimique, on peut obtenir des informations sur l'état de surface de l'électrode du travail. Les surfaces de l'électrode se comportent généralement, pour une fréquence donnée du courant alternatif, comme un circuit composé d'éléments résistifs et capacitifs, dont on peut mesurer et analyser l'impédance.

Le schéma électrique équivalent est présenté sur la Figure 41.

Le diagramme de Nyquist permet notamment de déterminer la résistance vraie du processus électrochimique de corrosion, comme le montre la Figure 41 où sont reportés le circuit équivalent pour un métal en situation de corrosion (résistance du processus de la corrosion =  $R_t$ ) dans un électrolyte de résistance  $R_e$  et le diagramme de Nyquist correspondant. L'allure du diagramme de Nyquist renseigne l'expérimentateur sur l'intervention de processus compliquant les réactions de corrosion, telles que les limitations par diffusion de réactifs ou l'adsorption de certaines espèces en solution sur les électrodes métalliques.

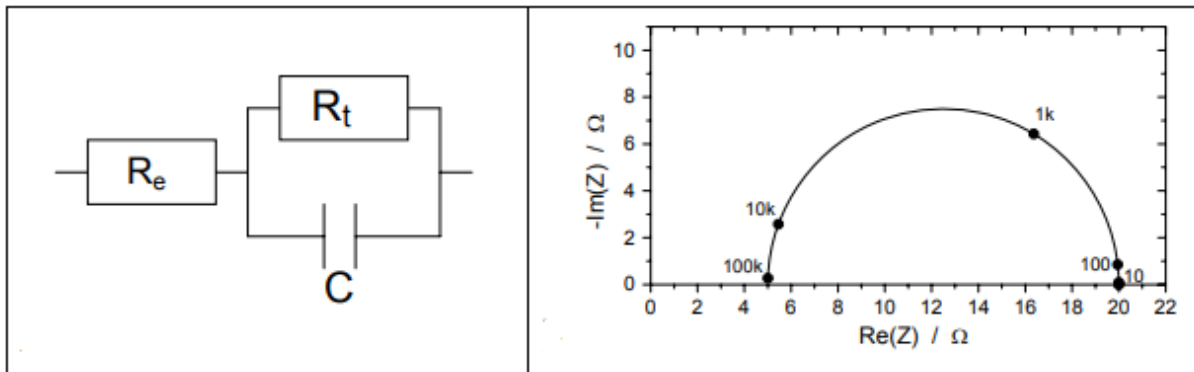


Figure 41 : Circuit  $R_e$  et diagramme de Nyquist correspondant.

### III.1.3 Préparation des échantillons pour les mesures électrochimiques

Les fils ont été tronçonnés en deux parties à l'aide d'une pince coupante puis chaque fil a été enrobé dans la résine époxy de manière à ne laisser exposer qu'une longueur du fil bien définie (3 cm). Cette longueur a été polie mécaniquement au papier abrasif.

Les électrodes obtenues ont été immergées dans l'acétone pour nettoyer la surface dans un bac à ultrasons pendant 5 min, puis rincées à l'eau distillée.

Quatre échantillons de chaque groupe ont été testés. La section choisie est identique (0.4572 mm). 2 échantillons de Ti-Ni et d'acier inoxydable sont testés sur des cycles d'une heure dans la salive artificielle à pH de 7,8. Les 2 autres ont été testés dans la salive artificielle à pH de 3.

## II.2 Montage expérimentaux

### III.1.4 Montage électrochimique

Le montage expérimental employé est un montage classique à trois électrodes comprenant une cellule d'étude (Figure 42) constituée d'une :

- Une électrode de travail.
- Une électrode de référence.
- Une électrode auxiliaire en platine (contre électrode).

L'homogénéisation de la solution électrolytique est assurée par l'agitation magnétique. Cette agitation magnétique empêche l'accumulation de produits de corrosion à la surface de l'échantillon et assure une bonne convection de l'électrolyte.



Figure 42: Cellule d'étude.

Un potentiostat-Voltalab301 : type PGP 301 muni du programme VoltaMaster 4 version 5.0 qui pilote le potentiostat relié à un ordinateur.

La vitesse de balayage utilisée est de 50 mV/min et le domaine de balayage est de -1500 mV à 1000 mV, alors que la fréquence est de 100 KHz à 100 mHz. ( Figure 43 )

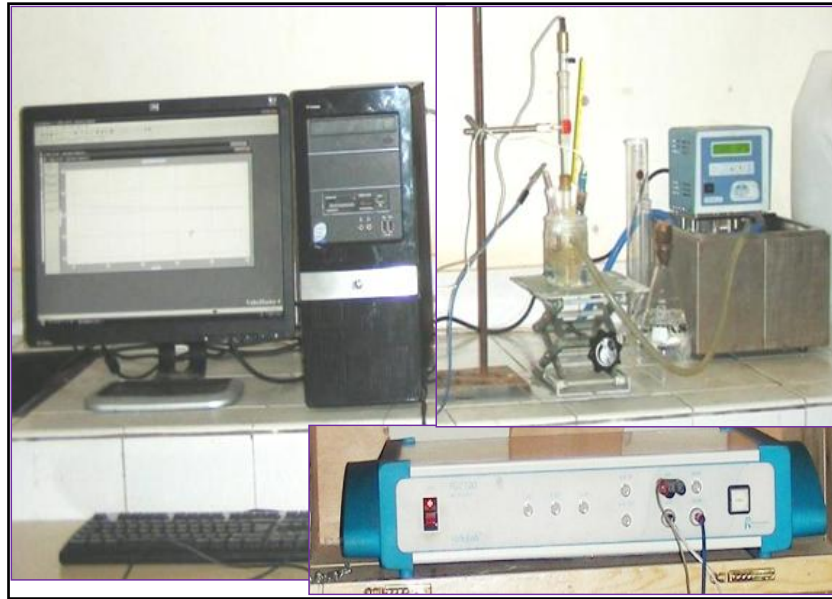


Figure 43:Montage expérimentale électrochimique

### III.1.5 Montage de fretting-corrosion

Dans le milieu buccal, les mécanismes des microglissements engendrés entre les éléments orthodontiques tels que les fils d'attache et les brackets génèrent des détériorations locales pouvant constituer des zones susceptibles de provoquer une corrosion localisée et des sites microbiens générés par la dégradation locale des éléments.

Les dispositifs expérimentaux pour réaliser des essais de fretting-corrosion nécessitent la mise au point d'un dispositif expérimental spécifique et d'une méthodologie originale. Classiquement, il s'agit d'imposer une charge normale de contact entre les fils et les brackets à tester. Puis, une sollicitation cyclique et tangentielle est appliquée sur les fils.

#### III.1.5.1 Principe et montage

En se référant aux divers travaux de recherches menés dans ce contexte, les paramètres influant et qui vont être pris en compte pour toutes recherches ultérieures concernent la force normale et tangentielle de contact lors du serrage, la fréquence de débattement, le milieu buccal et les déplacements imposés.

A l'aide d'un montage expérimental composé d'une cellule de fretting-corrosion conçue à cet effet, des essais expérimentaux sur des éléments orthodontiques seront testés. Le but est de caractériser et identifier les dégradations provoquées sur divers types de matériaux constituant les éléments orthodontiques sous l'effet du fretting-corrosion dans des milieux artificiels et sous divers types de chargements (Charges normales, tangentielles...).



La cellule de fretting-corrosion (Figure 44) a été réalisée au Laboratoire des Matériaux de l'École Nationale Supérieure des Mines de Rabat (ENSMR). La Figure 45 montre le schéma de l'appareil et ses différents éléments :



Figure 44:Appareil d'essai de fretting-corrosion.

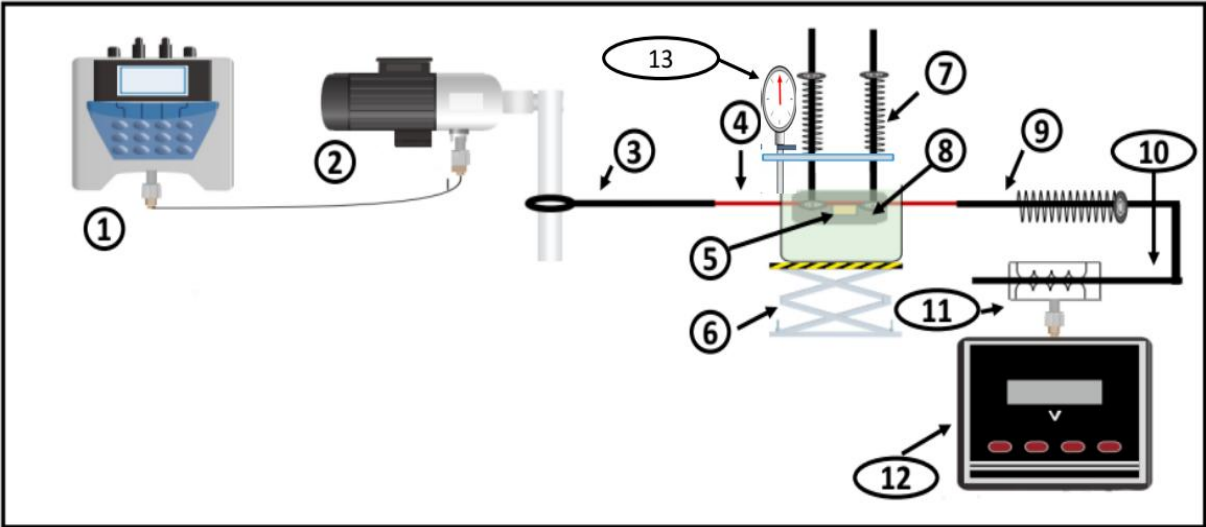


Figure 45:Schéma présentant les principaux éléments constitutifs du montage.

1 : variateur électronique de vitesse	7 : tige portant un ressort
2 : moteur	8 : plaque en acier
3 : bielle	9 : tige portant un ressort
4 : fil orthodontique	10 : tige
5 : Bracket	11 : bobine LVDT
6 : support	12 : voltmètre
13 : comparateur	

Le montage est constitué par un variateur électronique de vitesse(1), destiné à régler la vitesse et le moment du moteur électrique à courant alternatif en faisant varier la fréquence, combiné avec un moteur (2) qui permet de transformer l'énergie électrique assurée par le variateur de vitesse en énergie mécanique « mouvement rotationnelle », relié avec une bielle(3) qui permet de transformer à son tour le mouvement de rotation continue en mouvement de translation, sa frontière est liée à l'une des extrémités du fil orthodontique (4), qui est en mouvement translationnel sur une bracket (5) qui se colle sur une plaque (8) de forme géométrique oblongue attaché verticalement par deux tiges (7) cylindriques portant deux ressorts qui permettent d'exercer une force normal manuellement, avec un maximum de force de l'ordre de 38 N, le fil et la Bracket sont immergés dans une cellule rempli par une salive artificielle placée sur un support (6).

L'autre extrémité du fil orthodontique est liée à une tige (9) moulée par un ressort qui permet d'appliquer une force tangentielle d'un maximum de 14N, combinée avec une bobine (11) LVDT.

### III.1.6 Etalonnage de l'appareil

Pour trouver la relation entre la charge tangentielle T appliquée à l'extrémité des bras qui fixe le fil et l'effort normal P sous lequel est soumis l'échantillon, nous avons fait une série de tests.

Dans notre cas, on utilise un ressort dont on connaît sa raideur  $K$  et sa longueur  $L_0$  dont une extrémité est fixée sur une plaque, combiné avec un comparateur qui permet de mesurer la variation de longueur.

Lorsqu'on souhaite appliquer une force, on mesure la longueur qui correspond à la force désirée calculée par la relation (1), après on fait tourner l'écrou qui se place sur l'autre extrémité du ressort et qui conduit à la compression de ce dernier. Par conséquence, la tige sur



laquelle est placé le ressort, se déplace à l'opposé de la force appliquée par le ressort comme schématiser sur la Figure 46.

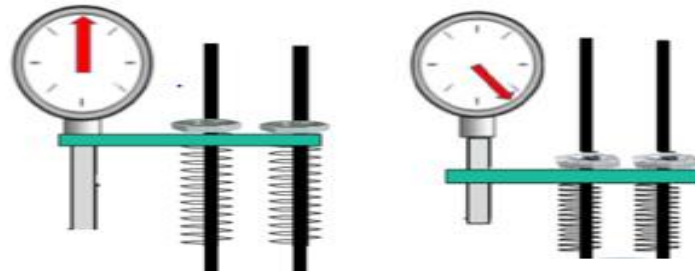


Figure 46: Principe d'application des forces normale et tangentielle.

En se référant à la Figure 46 ci-dessus ; et afin d'évaluation les forces normales tangentielle exercées de part et d'autres des fils en contact avec la braquette, une étude simplifiée des forces a été menée.

### III.1.6.1 Détermination de la force normale

La force normale représente une interaction de frottement entre la bracket et le fil dentaire. Cette force, appliquée par deux ressorts identiques en parallèle, est définie par une raideur K. (courbe d'étalonnage Figure 47)

Pour déterminer cette raideur, on se base sur les formules suivantes :

$$P = m \times g$$

$$P = 2 \times K \times \Delta L$$

$$K = \frac{m \times g}{2 \times \Delta L}$$

(III.1)

Où P est la force normale appliquée sur le fil

m : La masse appliquée en Kg.

g : La constante en N/Kg.

K : La raideur du ressort.

$\Delta L$ : La différence du déplacement.

D'après ces mesures, on obtient les résultats suivants :

- Raideur du ressort est égale à 9,26 N/cm.
- La force maximale des deux ressorts en parallèle est égale 40 N.

La courbe d'étalonnage pré-établit est reportée sur la Figure 47 ci-dessous.

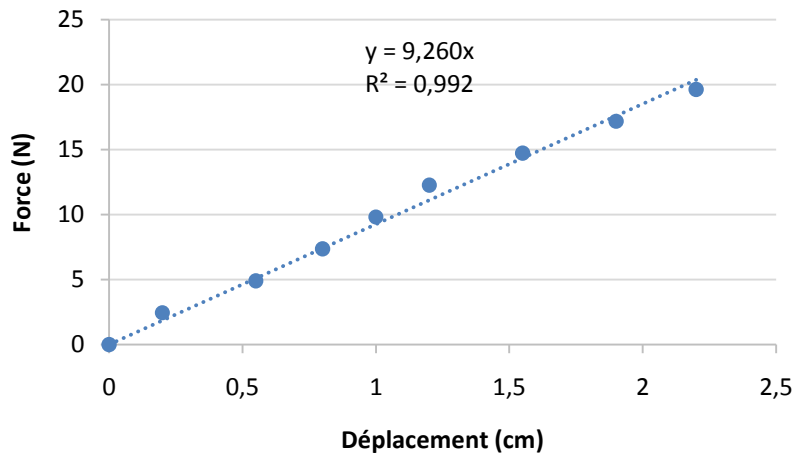


Figure 47: Courbe d'étalonnage (effort sur le ressort P en fonction du déplacement  $\Delta L$ ).

### III.1.6.2 Détermination de la force Tangentielle

La force tangentielle est la force qui permet l'alignement des fils sur les dents. Sur la Figure 48, elle est représentée par les forces  $T_1$  et  $T_2$ .

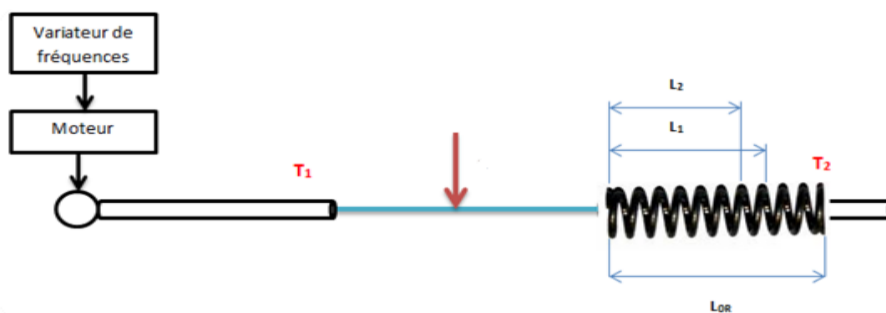


Figure 48: Principe de déplacement des forces tangentielles.

Où

$T_1$  : Tension du fil de côté moteur (N).

$T_2$  : Compression du ressort.

$T_{20}$  : Compression du ressort après avoir appliqué une charge normale.

$K_1$  : La raideur du ressort.

$L$  : La longueur totale de fil (cm).

$L_1$  : La longueur du ressort après avoir appliqué une tension.

$L_2$  : La longueur du ressort sans appliqué une tension en parallèle avec la charge normale.

$L_{1d}$  : La longueur dynamique du ressort.

$\Delta L$  : L'allongement relatif du fil.

$\Delta L_{i1}$  : L'allongement relatif du fil de côté moteur.

$\mu$ : Le coefficient de frottement.

Afin de pouvoir définir les forces  $T_1$  et  $T_2$  ainsi que le coefficient de frottement, nous avons procédé par des tests les cas suivants:

▪ **Cas 1 : Sans charge normale  $P=0$ .**

A l'équilibre :  $T_1 = T_2$

**Côté moteur:**

Dans le domaine élastique, on applique la loi de HOOKE :

$$\sigma = \varepsilon \cdot E \quad (\text{III.2})$$

$$\text{Pour le fil non tendu : } \Delta L = 0 \quad T_1 = T_2 = 0 \quad (\text{III.3})$$

$$\text{Pour le fil tendu : } \Delta L \neq 0 \quad T_1 = K_1(L_{0R} - L_1) = T_2$$

$$\text{D'ou la relation devient : } \frac{T_1}{S} = \frac{T_2}{S} = \frac{\Delta L}{L} E \quad (\text{III.4})$$

• **Côté moteur :**

Pour l'allongement relatif du fil de côté moteur représenté selon la loi suivant :

$$\Delta L_{i1} = L \times \frac{T_2}{S} \times S \quad (\text{III.5})$$

▪ **Cas 2 : Le déplacement imposé par l'excentricité.**

Dans ce cas, en plus du déplacement généré par la tension du fil, une charge additionnelle qui est imposé par l'excentricité.

• **Côté moteur :** sous charge de ressort

$$\frac{T_1}{S} = \frac{\Delta L \times E}{L_{fi1}} \text{ avec } L_{fi1} = \frac{L}{2} \quad (\text{III.6})$$

$$\Delta L = \frac{T_1 \times L_{fi1}}{S \cdot E} \quad (\text{III.7})$$

- **Côté ressort** : Sous charge de ressort

$$T_2 = K_1(L_{0R} - L_2) \quad (\text{III.8})$$

- **Cas 3 : application de la charge normale en parallèle avec la tension**

- Détermination le coefficient de frottement «  $\mu$  »

$$\Delta T_1 = T_{1\max} - T_1 \quad (\text{III.9})$$

$$\Delta T_2 = T_{2\max} - T_2 \quad (\text{III.10})$$

Avec  $T_{1\max} = E \cdot \frac{\Delta L}{L_{fi1}} \cdot S$

Et  $T_{2\max} = K_1 \cdot (L_{0R} - L_{1d})$

On déduit alors  $\Delta T_1 - \Delta T_2 = P \cdot \Delta \mu \quad (\text{III.11})$

Finalemnt on trouve la variation du coefffiencet de frotement :

$$\Delta \mu = \frac{\Delta T_1 - \Delta T_2}{P} \quad (\text{III.12})$$

A noter que la tension  $T_1$  est assurée par un moteur tandis que la tension  $T_2$  est la force assurée par un ressort de raideur  $K_2$  déterminée de la même manière que la force normale.

En faisant toutes ces expériences et calculs, nous avons trouvé le résultat suivant représenté dans la Figure 49:

- La raideur du ressort est égale à 10,94 N/cm.
- La force maximale  $T_2$  du ressort est égale à 13,62 N.

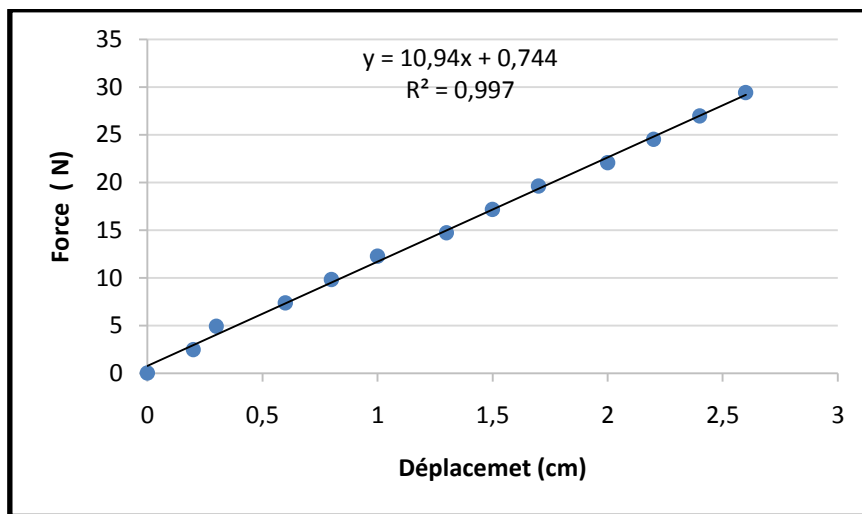


Figure 49: Courbe d'étalonnage (effort sur le ressort  $F$  en fonction de déplacement  $\Delta L$ ).

### II.3 Paramètres contrôlant le glissement entre fils et bracket

Au moment de l'expérience, la tige (10) présentée dans la Figure 45, se déplace à l'intérieur de la bobine et conduit à la variation de sa tension, sa valeur s'affiche sur le voltmètre (12). Cette technique permet de combiner la tension de la bobine et le déplacement assuré par le fil orthodontique qui permet de mesurer son déplacement.

Pour cela, on effectue un étalonnage de la bobine, en faisant glisser manuellement la tige (10) à l'intérieur de la bobine par un pas de 0,1 millimètre. En enregistrant, on note les valeurs de la tension à chaque insertion de la tige. Les différentes mesures effectuées dans le but de déterminer la valeur du déplacement sont représentées dans la Figure 50.

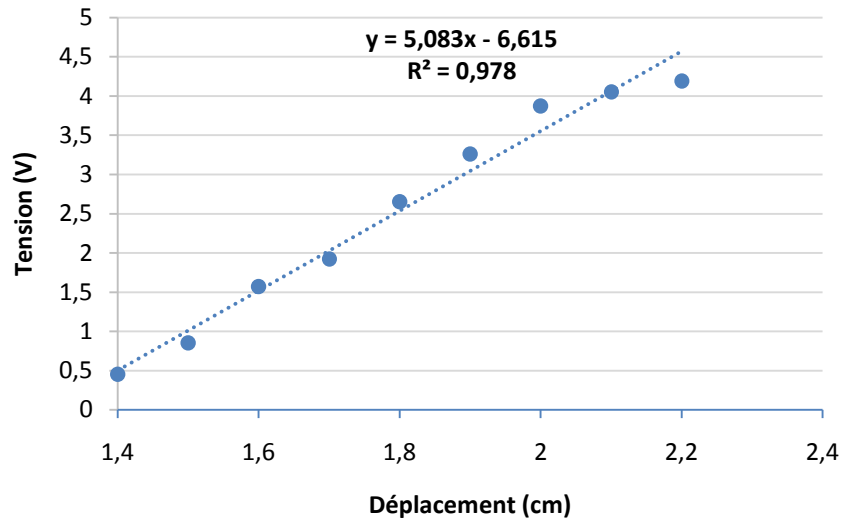


Figure 50: Courbe d'étalonnage (la Tension en fonction de déplacement  $\Delta L$  de la bobine).

Les résultats des forces sont représentés dans le  
Tableau 6.

Tableau 6: Les résultats des essais mécaniques sur un fil métallique sans cuve.

$\Delta T1(N)$	$\Delta T2(N)$	$P(N)$	$\Delta T1-\Delta T2$ (N)	$\Delta L$ de bobine (mm)
2,127365455	0,00636	9,26	2,1211	0,00598
5,503459091	0,31595	18,52	5,1875	0,00598
13,41555273	3,93974	24,08	9,4758	0,00542

Le tracé des variations des tensions coté moteur et bobine en fonction des forces normales montre que le coefficient de frottement est non nul. Il est de l'ordre de 0,34 (Figure 51 ce qui montre l'existence du phénomène de fretting corrosion entre le fil et la bracket).

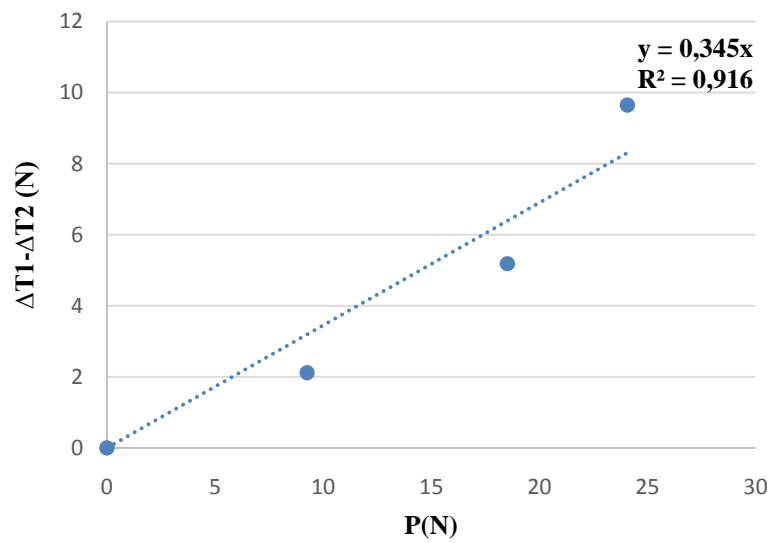


Figure 51: Courbe de la variation des tensions côté moteur et bobine en fonction de la force normale

**CHAPITRE III:**  
**RESULTATS ET DISCUSSIONS**



## I. Corrosion des éléments orthodontiques :

### I.1 Étude électrochimique

Pour effectuer des tests d'analyse électrochimique des fils d'acier inoxydable et de nickel-titane en environnement oral, la présente étude a été réalisée en trois étapes, à savoir:

- Analyse de l'évolution du potentiel ouvert des matériaux utilisés dans la salive artificielle à pH = 7,8 et 3.
- Etablissement de la courbe de polarisation des matériaux utilisés dans la salive artificielle à pH = 7.8 et 3.
- Analyse de la courbe d'impédance pour mieux comprendre le taux de corrosion des matériaux sélectionnés.

#### I.1.1 Evaluation du potentiel d'abandon

##### I.1.1.1 Cas de l'alliage Nickel Titane

L'alliage Nickel-Titane étudié se présente sous forme cylindrique de longueur 3 cm. La surface exposée à la solution électrolytique est de l'ordre de 0,354 cm<sup>2</sup>.

La Figure 52 montre l'évolution du potentiel d'abandon du Ti-Ni en fonction du temps du nickel titane dans une salive artificielle à différents pH.

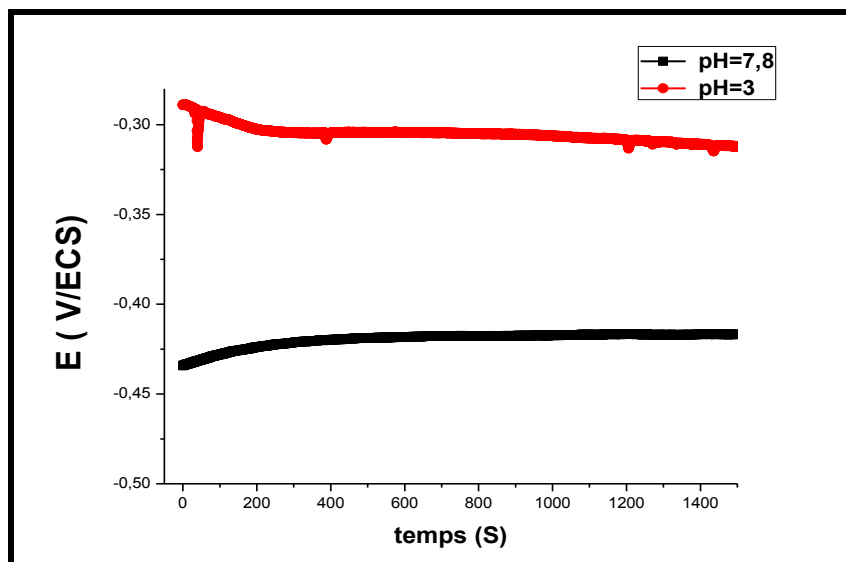


Figure 52: Évolution du potentiel en fonction du temps des fils Ti-Ni dans les deux solutions étudiées.

On constate que le potentiel de corrosion  $E_{corr}$  de l'alliage Ti-Ni dépend du pH du milieu. A pH acide, le potentiel d'abandon se déplace vers des valeurs plus négatives alors qu'on observé anoblissement du potentiel à pH 7,8.

### I.1.1.2 Cas de l'acier inoxydable

En suivant l'évolution du potentiel d'abandon, nous avons accès aux interactions générales concernant les phénomènes qui se déroulent à la surface de l'alliage. La Figure 53 montre l'évolution du potentiel d'abandon d'acier inoxydable en fonction du temps d'immersion dans les deux solutions à différents pH.

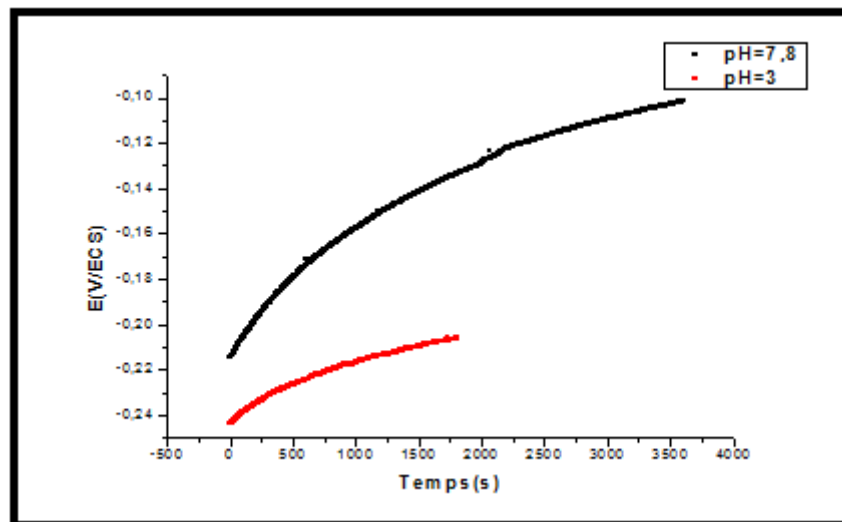


Figure 53 : Évolution du potentiel de corrosion en fonction du temps des fils Inox dans les deux solutions étudiées.

Dans la salive artificielle de pH=7,8 ; le potentiel d'abandon a une valeur de -215 mV/ECS au début de l'expérience, il augmente ensuite, en fonction du temps pour devenir de plus en plus noble à une valeur proche de -104 mV. Ce comportement électrochimique pourrait s'expliquer par la formation d'une couche de produits de corrosion à la surface de l'acier inoxydable.

Le potentiel d'abandon est à une valeur de -243 mV /ECS au début de l'expérience dans la solution acide. Il augmente ensuite, en fonction du temps jusqu'à -206 mV /ECS. Cette différence du comportement électrochimique de l'acier inoxydable dans les deux milieux avec un potentiel de corrosion plus négatif dans la salive artificielle à pH=3, suggère que les caractéristiques du film de produit de corrosion changent en fonction du pH et conduit à une faible résistance à la corrosion.

## I.1.2 Tracé des courbes de polarisation

### I.1.2.1 Cas de l'alliage Nickel Titane

La Figure 54 montre le comportement potentiodynamique de l'alliage Ti-Ni dans une salive artificielle à différent pH « 7,8 et 3 ». La vitesse de balayage est de 50mV/min.

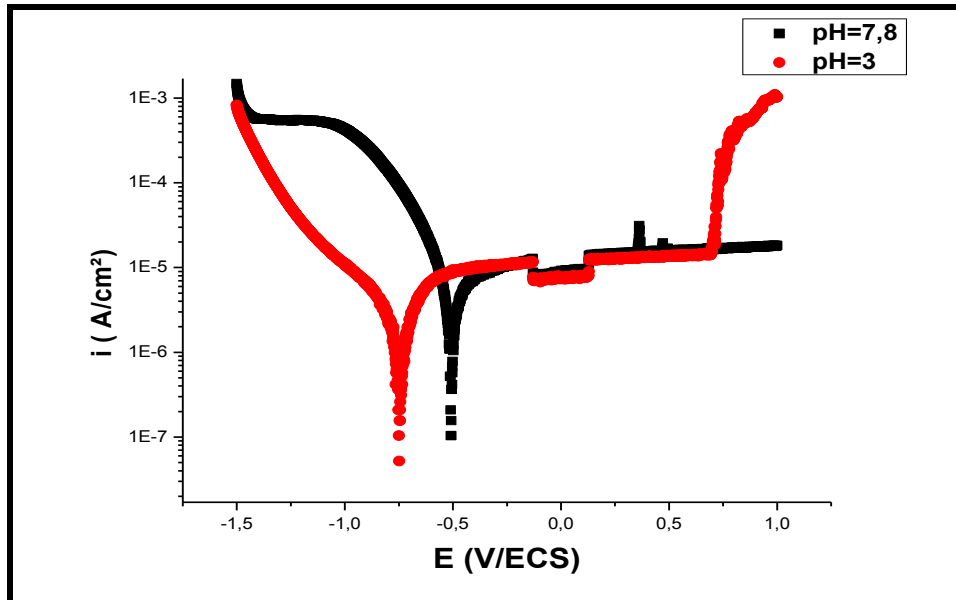


Figure 54: Courbe de polarisation de l'alliage Ti-Ni après 1 heure d'immersion dans la salive artificielle.

Dans les branches cathodiques (valeurs inférieures à  $E_{\text{corr}}$ ), la réaction probable est la réduction du cation hydrogène. On admet alors que cette réaction nécessite deux étapes successives.

La première est la réaction de décharge:



L'opinion diffère sur la seconde étape qui pourrait être soit purement chimique:



Pour les branches anodiques (valeurs supérieures à  $E_{\text{corr}}$ ), on note une augmentation de la densité de courant, suivie d'un palier dont le courant se stabilise sur un large domaine de potentiel avec la formation de produits de corrosion sur la surface du Ti-Ni.

Les paramètres électrochimiques de l'alliage Ti-Ni dans les différents milieux sont regroupés dans le Tableau 7.

Tableau 7: Paramètres associés aux courbes de polarisation

pH	$E_{corr}$ (mV/ECS)	$I_{corr}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )
7,8	-757	2,5
3	-496,6	5,6

Le potentiel de corrosion en milieu acide est déplacé vers des valeurs cathodiques. En effet il passe de -757 mV à -496,6 mV pour le pH de 7,8 et 3 respectivement. De plus le courant de corrosion passe de  $2,5 \mu\text{A}/\text{cm}^2$  à  $5,6 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ , ce qui signifie que la résistance à la corrosion diminue suite à l'abaissement du pH. En milieu acide, à 0.65 V/ECS, le courant augmente ce qui peut être associé à un phénomène de corrosion par piqûres.

### I.1.2.2 Cas de l'acier inoxydable

La Figure 55 représente les deux courbes de polarisation potentiodynamiques obtenues des fils orthodontiques en acier inoxydable dans les deux solutions étudiées.

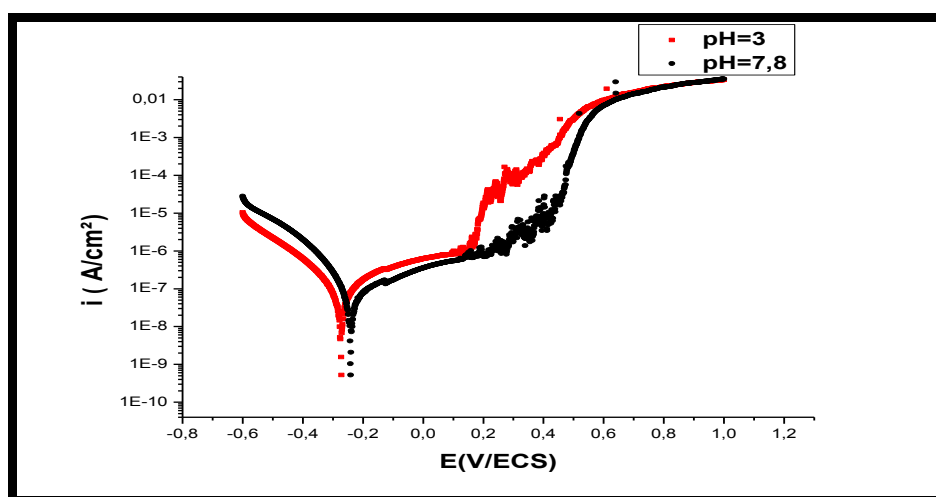


Figure 55: Courbe de polarisation de l'acier inoxydable dans la salive artificielle à différents pH.

Pour les branches cathodiques, on constate une augmentation régulière du courant avec la surtension (domaine Tafelien). Dans ce domaine, on assiste généralement à une compétition entre la réduction de l'oxygène et celle de l'hydrogène.

Pour les branches anodiques, on note une augmentation de la densité du courant indiquant la dissolution de l'alliage, suivie d'un palier avec relativement peu de fluctuations du courant. Ce palier est probablement en relation avec le développement sur la surface de l'alliage des produits de corrosion qui le protègent et augmentent sa résistance à la corrosion.

Cependant à partir de 0.2 V/ECS, le courant augmente et on observe des fluctuations qui peuvent être associées au phénomène de corrosion par piqûres.

Les valeurs de  $E_{corr}$  et  $I_{corr}$  en fonction de la variation du pH du milieu d'étude, sont regroupées dans le Tableau 8

Tableau 8: Paramètres associés aux courbes  $i = f(E)$ .

pH	$E_{corr}$ (mV/ECS)	$I_{corr}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )
7,8	-216,5	0,09
3	-282,4	0,12

Le potentiel de corrosion ( $E_{corr}$ ) diminue pour l'acier inoxydable en milieu acide. En effet, il passe de -216,5 mV à -239,4 mV pour des pH de 7,8 et de 3. Le courant de corrosion passe de 0,09  $\mu\text{A}/\text{cm}^2$  à 0,12  $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ , ce qui indique la diminution de la résistance à la corrosion en milieu acide.

### I.1.3 Mesure d'impédance

L'étude d'impédance spectroscopique a été faite en vue de confirmer les résultats obtenus avec les tests de polarisation et afin de compléter l'analyse.

#### I.1.3.1 Cas de l'alliage Nickel Titane

La Figure 56 présente les diagrammes de Nyquist de l'interface Nickel-Titane / salive après 1 heure d'immersion dans la salive artificielle à différents pH (7,8 et 3). Ces graphes sont constitués d'une boucle capacitive principale sous forme de demi-cercle. Ce type de diagramme indique généralement que la réaction de corrosion est contrôlée par un processus de transfert de charges sur une électrode solide de surface hétérogène et irrégulière.

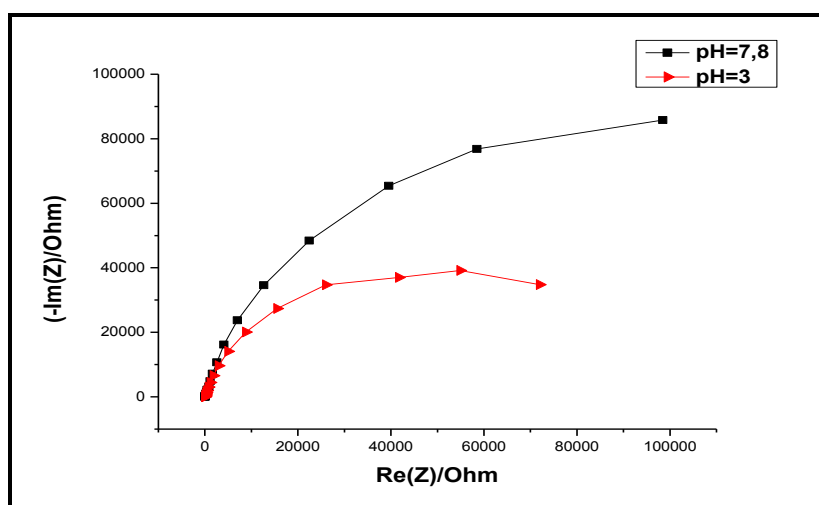


Figure 56: Diagrammes d'impédance de l'alliage Ti-Ni après 1 heure d'immersion dans la salive artificielle à différents pH.

A partir de la Figure 56, nous observons que la taille de la boucle capacitive diminue également avec la diminution du pH. Ce qui indique une diminution de la résistance à la corrosion de cet alliage.

La Figure 57 représente le circuit électrique équivalent proposé pour simuler les diagrammes d'impédance, afin de mieux comprendre le comportement des fils orthodontiques. Dans ce circuit équivalent,  $R_e$  et  $R_t$  représentent respectivement les résistances de l'électrolyte et de transfert de charge. Le circuit équivalent est complété par un élément de phase constante (CPE) en raison de la rugosité microscopique de la surface et de la réponse capacitive non idéale de l'interface alliage Ti-Ni salive acide ou neutre.

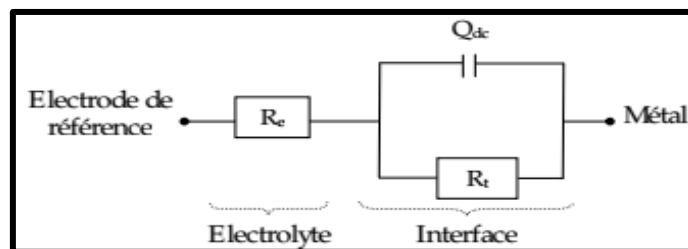
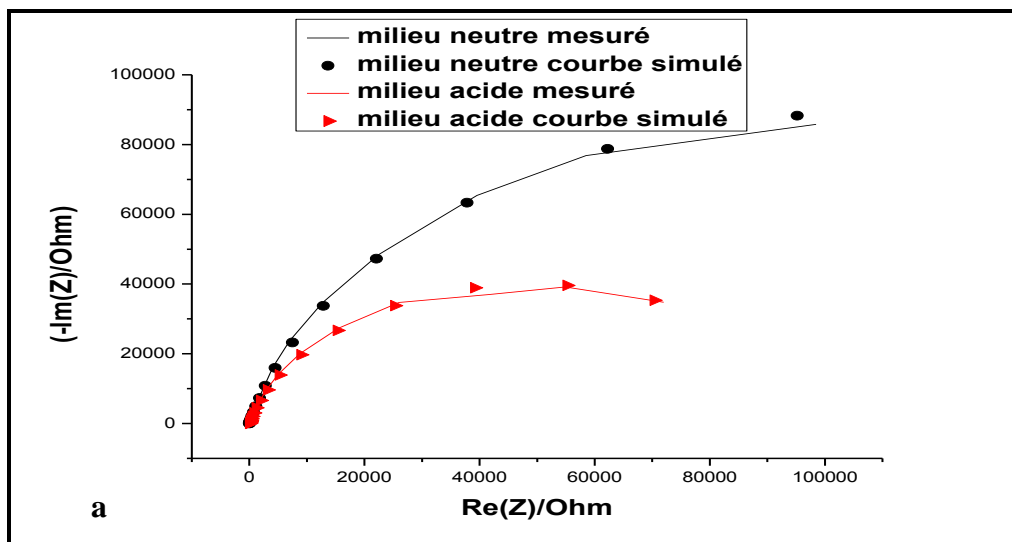


Figure 57: Circuit équivalent utilisé pour modéliser les spectres d'impédance.

Les graphes d'impédance mesurés et simulés sont donnés sur la Figure 58. Le diagramme de Bode en module évolue classiquement entre  $\log(R_t + R_e)$  des basses vers les hautes fréquences, et la phase présente un minimum en accord avec le graphe de Nyquist et caractéristique de la présence d'une seule constante de temps.

Les résultats de cette modélisation montrent que le CEE proposé modélise adéquatement l'interface milieu alliage Ni-Ti puisqu'une corrélation est obtenue entre les données expérimentales et simulées, mais également par la valeur la plus basse du facteur d'erreur.



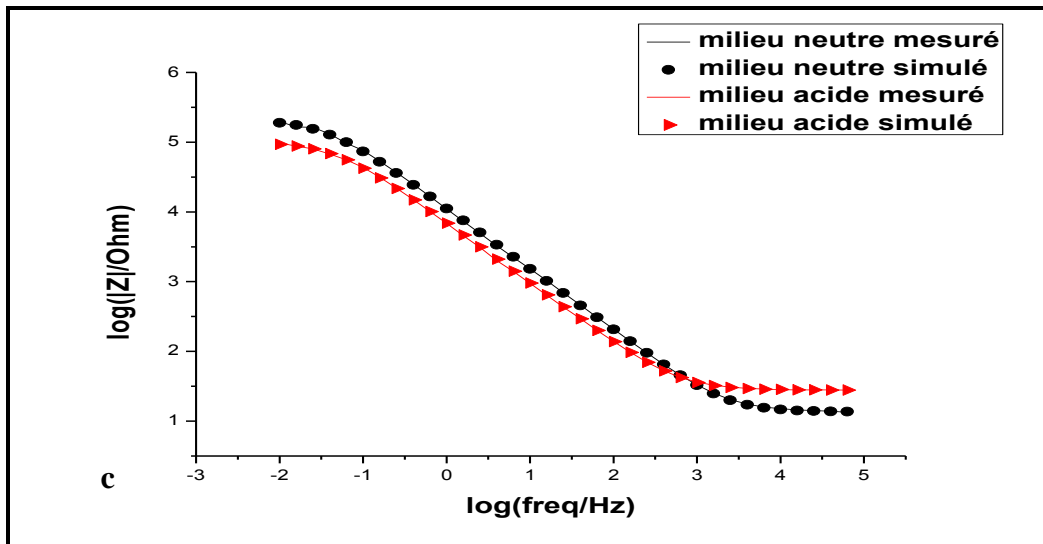
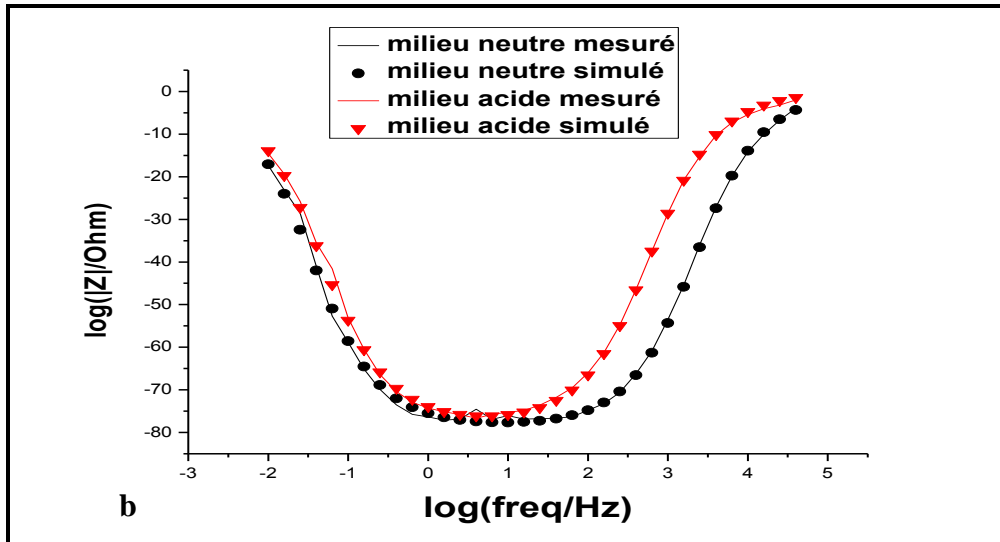


Figure 58: Les graphes d'impédance mesurés et simulés de l'alliage Ti-Ni dans la salive « pH=7,8 et pH=3 ». (a : Diagramme de Nyquist , b : Diagramme de Bode phase , c : Module de diagramme de Bode

Le Tableau 9 regroupe les valeurs des paramètres d'impédance déterminées par modélisation, à l'aide du CEE de la Figure 58.

Tableau 9: Paramètres impédancemétriques de l'interface alliage Ni-Ti/salive acide ou neutre.

pH	Re (Ohm)	Rt (kOhm)	Qd (μF)
7.8	13,76	218,44	17,83
3	27,77	100,92	29,11

L'analyse du Tableau 9 nous permet de constater une augmentation de la résistance de l'électrolyte avec la diminution du pH. En effet, la conductivité du milieu acide est faible par rapport au milieu neutre grâce à l'acide acétique qui possède une conductivité très faible, ce qui provoque une augmentation de la résistance puisqu'elle est proportionnelle à l'inverse de la conductivité.

Nous avons ainsi remarqué une diminution de la résistance du transfert de charge avec le pH diminué, ce qui permet de déduire que la résistance de la surface diminue avec l'abaissement du pH.

Une augmentation de la capacité de la double couche avec la diminution du pH, en raison de l'augmentation de la concentration de l'électrolyte avec l'abaissement du pH engendrer une compression similaire de la DC et par conséquent une augmentation de la capacité de la DC.

### I.1.3.2 Cas de l'acier inoxydable

La Figure 59 présente les diagrammes d'impédance de l'acier inoxydable après 1 heure d'immersion dans la salive artificielle à différents pH dans le domaine de fréquence de 100 KHz à 100 mHz.

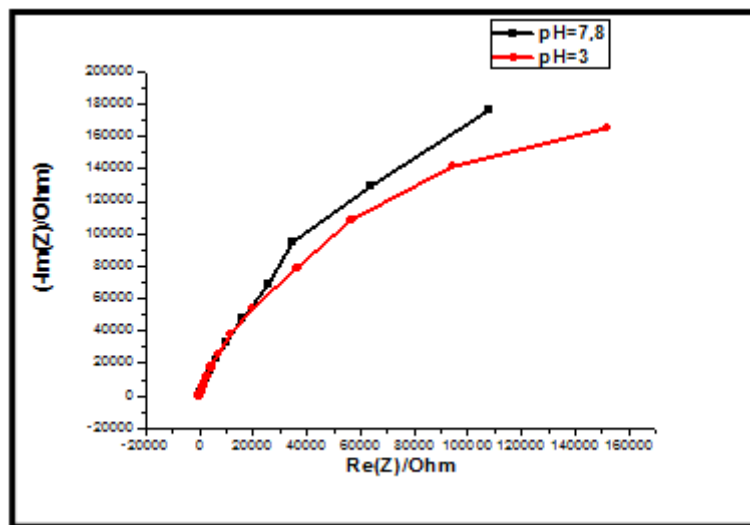


Figure 59: Diagrammes d'impédance de l'acier inoxydable après 1 heure d'immersion dans la salive artificielle à différents pH.

D'après les Figure 60a, b et c on note une diminution de la taille des spectres des diagrammes d'impédance avec le pH. Ceci signifie une diminution de la résistance de l'acier inoxydable dans ce milieu.

Le diagramme de Bode permet de visualiser tous les phénomènes qui se produisent dans toute la gamme de fréquence (Figure 60).



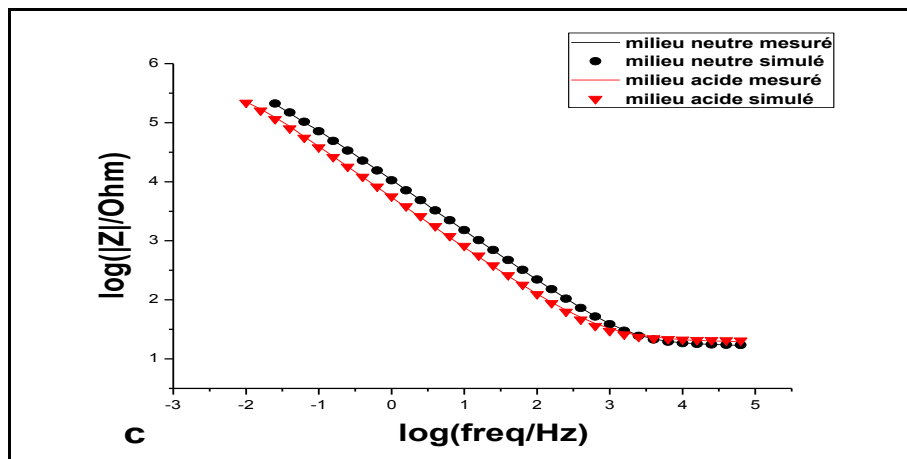
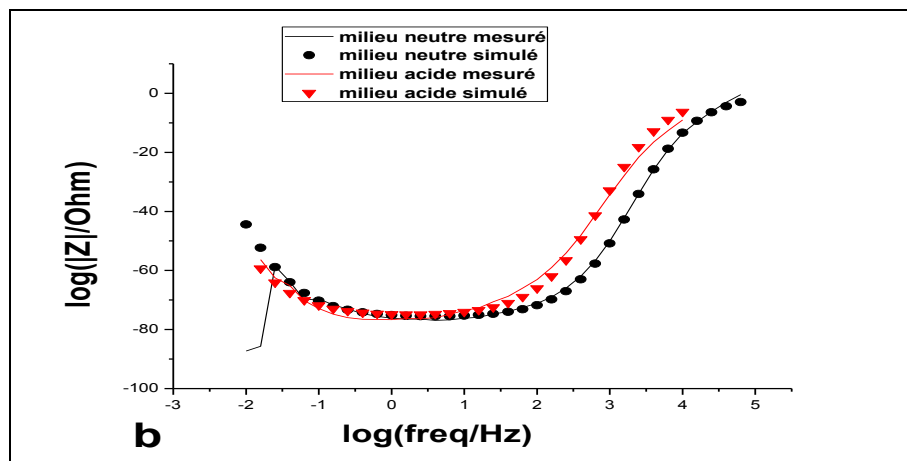
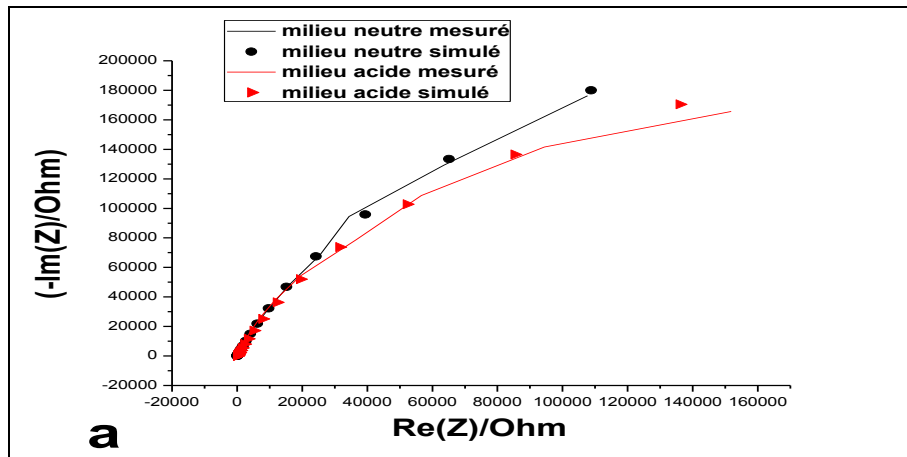


Figure 60: Les graphes d'impédance mesurés et simulés de l'acier inoxydable dans la salive « pH=7,8 et pH=3 ». (a : Diagramme de Nyquist, b : Diagramme de Bode phase, c : Module de diagramme de Bode).

Le Tableau 10 regroupe les valeurs de la spectroscopie d'impédance électrochimique déterminées par modélisation, à l'aide de CEE de la Figure 60 .

Tableau 10: paramètres cinétiques déduits des diagrammes d'impédance.

<b>pH</b>	<b>R<sub>e</sub> (Ohm)</b>	<b>R<sub>t</sub> (Kohm)</b>	<b>Q<sub>d</sub> (μF)</b>
<b>7,8</b>	16,91	690,21	20,04
<b>3</b>	22,05	222,79	30,21

Les caractéristiques électrochimiques d'impédance montrent:

- Une augmentation de la résistance de l'électrolyte de 16,91 Ohm à 22,05 Ohm pour des pH de 7,8 et de 3. La conductivité de la salive augmente lorsque le pH diminue.
- Une diminution de la résistance du transfert de charge R<sub>t</sub> avec la diminution du pH. Elle passe de 690,21 Kohm à 222,79 Kohm. Cette diminution indique une augmentation du taux de corrosion en milieu acide.
- La capacité de la double couche augmente de 20,04 μF.cm<sup>2</sup> à 30,21 μF.cm<sup>2</sup>. Cette augmentation de Q<sub>d</sub> signifie que la résistance diminue mais ces capacités sont faibles en relation avec la formation des produits de corrosion à la surface du métal (métal passif).

## II . Les essais de fretting-corrosion

À l'aide d'un banc d'essai expérimental de fretting-fatigue (Figure 61),[82] et [83] des essais sur les éléments orthodontiques ont été réalisées afin d'examiner l'interface de fretting contact entre le fil et la Brackete. Avec une fréquence de 2Hz et une force appliquée normale et tangentielle de 5 N et 3 N respectivement qui génèrent un déplacement de 100 μm. Les essais ont été effectués dans la salive artificielle durant 100000 cycles . La charge imposée génère une flexion entre les fils et les attaches de 10 mm. Après 100000 cycles, les surfaces de contact entre les éléments ont été examinés pour chaque essai. En utilisant le même banc d'essai avec les mêmes conditions, fretting-corrosion des éléments d'orthodontie dans la salive artificielle acidifié à un pH = 3 a également été menée et une analyse électrochimique des échantillons ont été réalisées après 100000 cycles. Après tous les essais, les surfaces de contact des échantillons ont été analysées à l'aide de SEM et EDS.



Figure 61: Banc d'essai de Fretting-corrosion

## II.1 Analyse électrochimique

Afin de suivre l'évolution du potentiel de corrosion des fils après les essais de fretting-corrosion).[84] et [85] , un potentiostat Volta Lab 301 connecté à une cellule électrochimique (Figure 62) ) [86] et [87] .L'échantillon testé constitue l'électrode de travail, et l'électrode de référence est une électrode au calomel saturée (ECS).

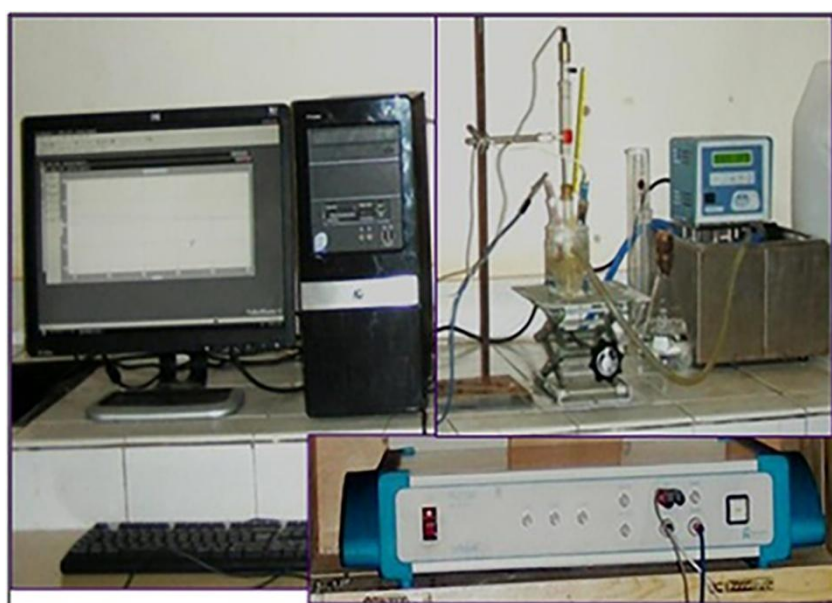


Figure 62: Appareil des essais électrochimique

## **II.2 Critères d'inclusion et d'exclusion:**

- ***Critères d'Inclusion étaient :***

- Patients inclus qui nécessite un traitement orthodontique
- Examination du phénomène fretting corrosion en milieu buccal des alliages orthodontiques
- Etude laboratoire
- Etude du materiel dentaire, ou SEM
- Etude sur le serrage et desserrage de fils orthodontiques

- ***Critères d'exclusion étaient :***

- Les patients ne devraient pas être allergiques à l'alliage Nickel-Titanium.
- L'effet de la temperature est exclue pour cette etude.
- L'étude n'est valide que lorsque le micro-glissement se produit entre les éléments orthodontiques.

## **III. Résultats :**

### **III.1 Les essais de fretting-corrosion :**

Dans cette étude, l'analyse de la fatigue fretting sera limitée aux seules zones de glissement sur les fils et sur l'attache en acier inoxydable. Le fretting contact entre les éléments sera donc tout d'abord examinée avant les essais de corrosion sans la salive artificielle après 100000 cycles de fretting. Les résultats obtenus sont résumés ci-dessous.

#### **III.1.1 Cas du contact entre fil en Ti-Ni et bracket en acier inoxydable :**

Sous l'effet du fretting-fatigue conditions décrites précédemment et selon les protocoles expérimentaux de chercheurs, [88] et [89]. La surface de contact entre les éléments après 100000 cycles a été analysée à l'aide de SEM et EDS. L'examination de la bracket en acier inoxydable a montré deux zones de contacts générées sur les deux côtés de la bracket en acier inoxydable qui diffèrent selon le déplacement imposé. Des exemples des zones de contact générés sur l'attache en acier inoxydable et le fil en Ti-Ni vers le côté excentrique sont montrés sur les figures (Figure 63a et Figure 63b). L'analyse EDS de la surface de contact et à l'extérieur du contact sur la bracket sont indiqués sur les Figures 64 et Figure 65 respectivement.

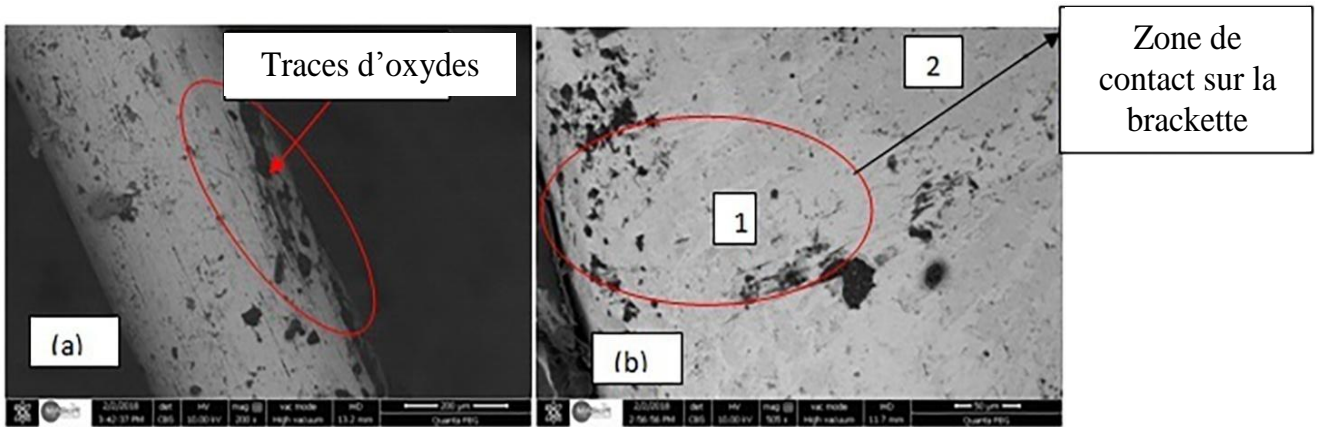


Figure 63: Aspect morphologique de la zone de contact sous un grossissement de 500X (a) Fil en Ti-Ni, (b) bracket en acier inoxydable

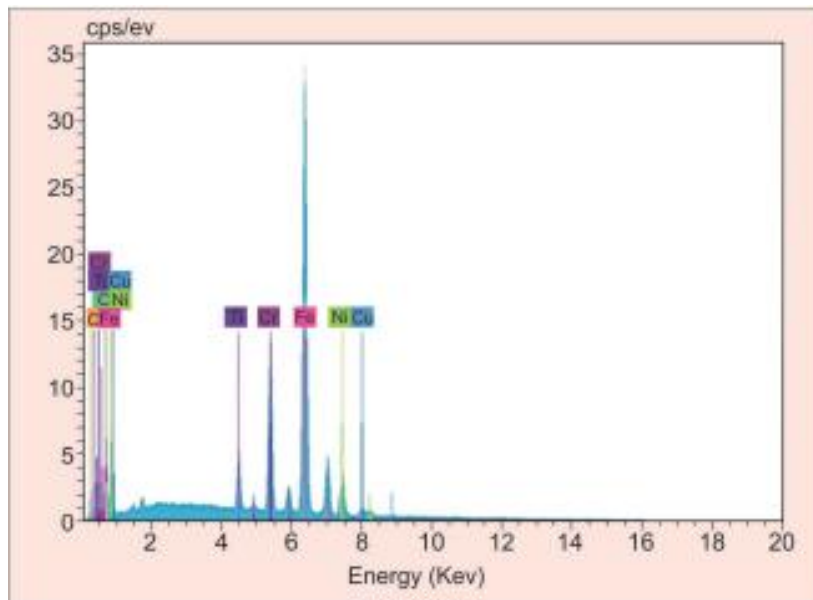


Figure 64: Analyse EDS à l'intérieur de la zone de contact au niveau de la Bracket en acier inoxydable

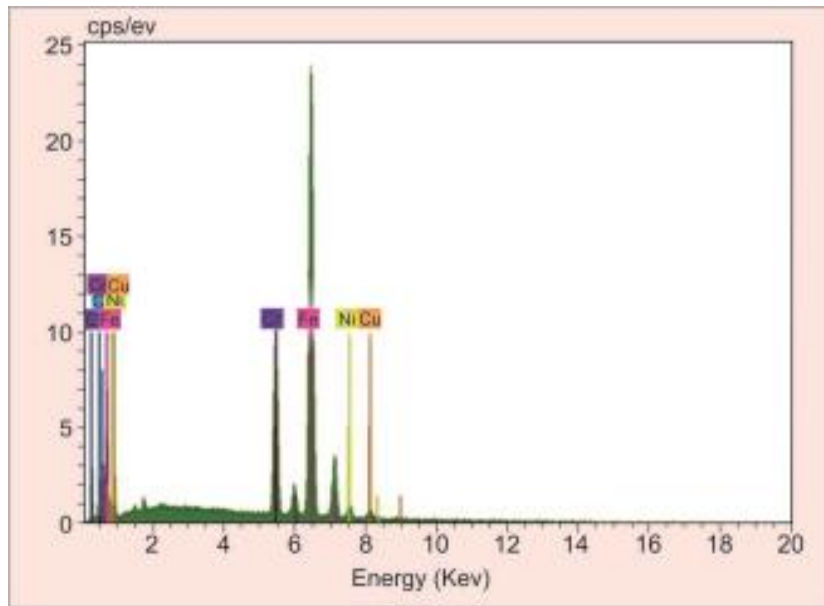


Figure 65: Analyse EDS à l'extérieure de la zone de contact au niveau de la Bracket en acier inoxydable

### III.1.2 Contact entre fil et Bracket en acier inoxydable

Comparativement au cas des fil Ti-Ni, l'analyse de fretting au niveau des surfaces de contact entre le fil et l'attache en acier inoxydable a révélé un aspect de déformation prononcée au bord de la bracket. L'aspect morphologique de la surface de contact est présenté sur la Figure 66.

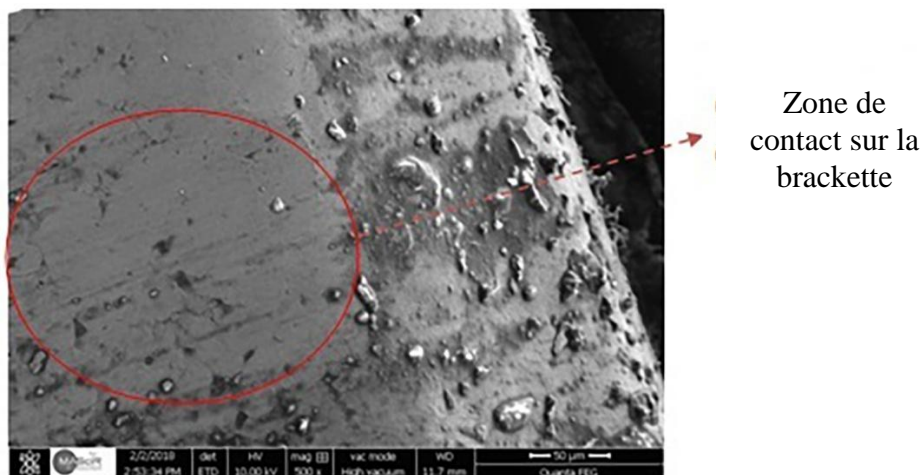


Figure 66: La zone de contact entre le fil et la bracket en acier inoxydable sous le grossissement 505X



### III.2 Examen morphologique du Fretting-corrosion de la surface de contact dans la salive simulée

En utilisant un milieu salivaire acidifié de pH = 3, les zones de contacts ont été examinées après 100000 cycles de fretting pour chaque contact de fils Ti-Ni avec bracket en acier inoxydable.

### III.3 Contact entre le fil en Ti-Ni et bracket en acier inoxydable

Dans la salive artificielle, les frettings de la surface de contact entre l'attache en acier inoxydable et le fil Ni-Ti après 10000 cycles de fretting ont été analysées à l'aide de SEM (Figure 67) et EDS. Au niveau du côté excentrique, la zone de contact générée sur l'attache en acier inoxydable qui est environ de 0,02 mm<sup>2</sup> révèle clairement la présence simultanée d'une zone d'adhérence et une zone de micro-glissement qui est caractérisée par des oxydes (Figure 68). Les analyses EDS de chaque zone sur la surface de contact (zone d'adhérence (1), la zone de micro-glissement (2) et à l'extérieur de la zone de contact (3)) sont données sur la

Figure 71 a à c. Concernant le fil Ti-Ni, l'analyse par le microscope électronique à balayage de la surface de contact souligne clairement la présence d'oxydes comme indiqué sur la Figure 69. La composition chimique du fil Ti-Ni loin du contact est donnée à titre indicatif sur la Figure 70.

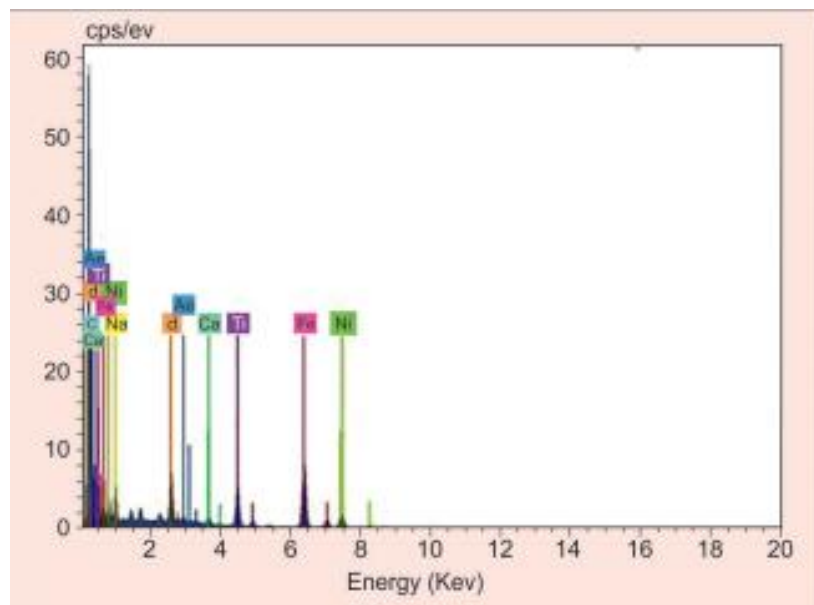


Figure 67: Analyse EDS à l'intérieur de la zone de contact au niveau du fil Ti-Ni

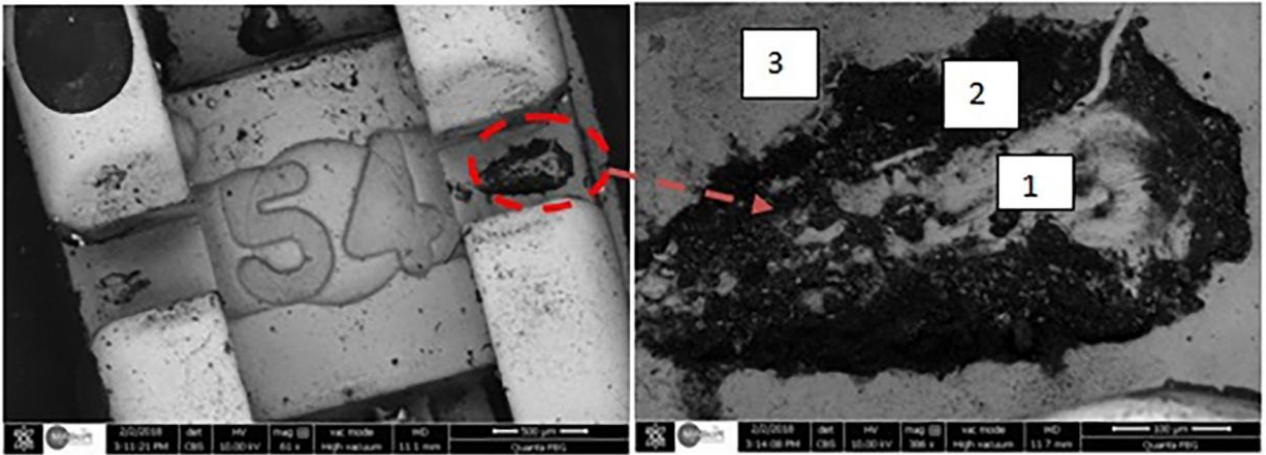


Figure 68: La zone de contact sous le phénomène de fretting entre la Bracket en acier inoxydable et le fil en Ti-Ni

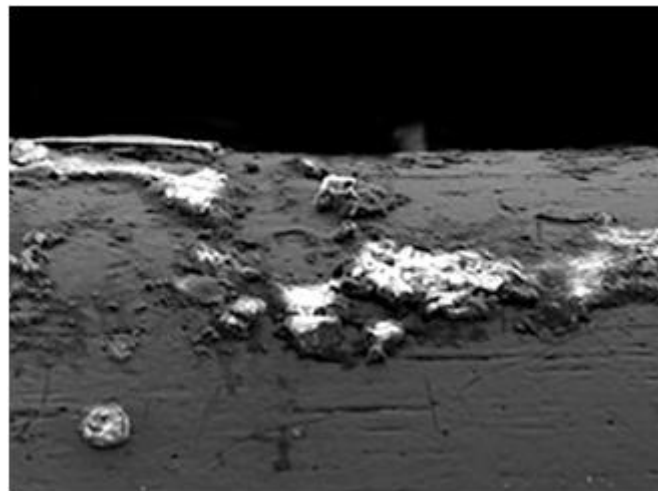


Figure 69: Analyse SEM de la surface de contact du fil Ti-Ni

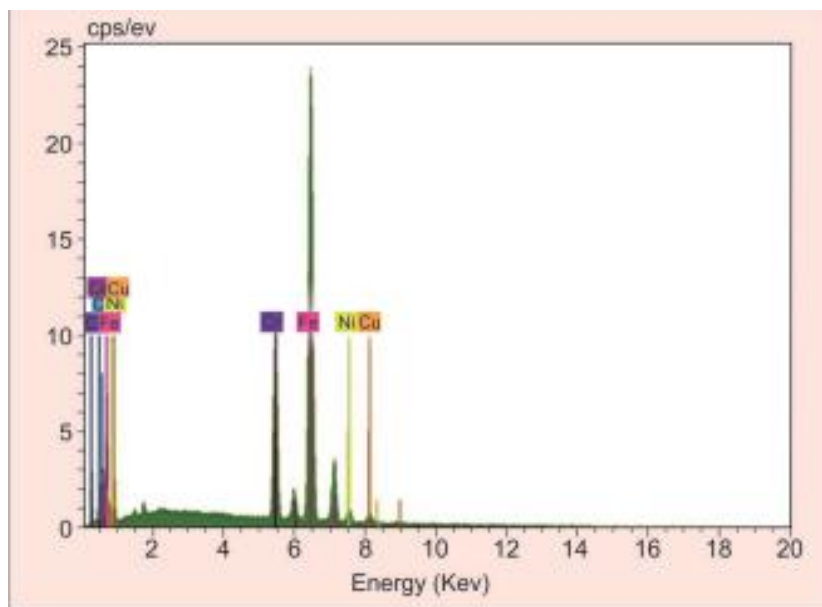


Figure 70: Analyse EDS loin de la zone de contact au niveau de la Bracket en acier inoxydable.



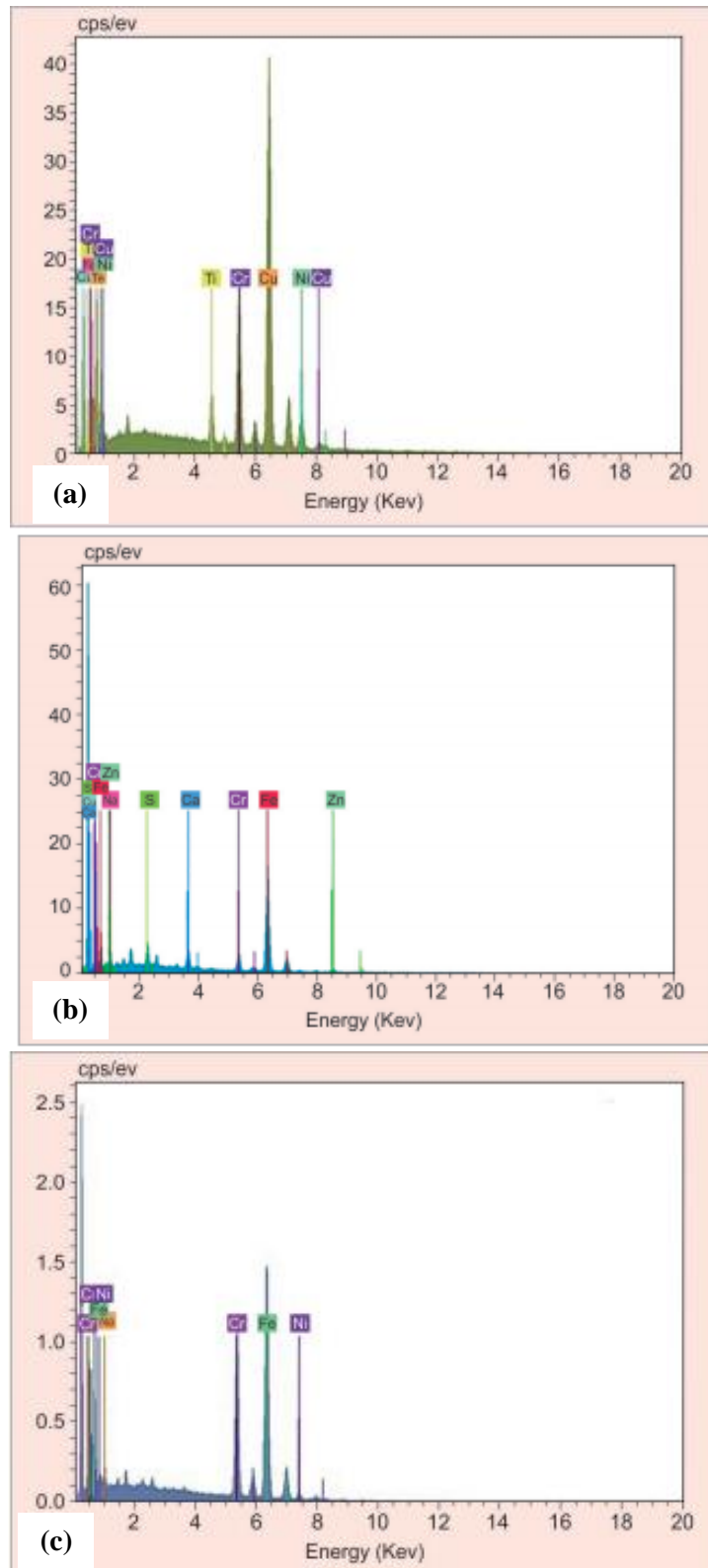


Figure 71: Analyse EDS de la bracket en acier inoxydable : (a) Zone d'adhérence (zone 1). (b) Zone de micro-glissement de la bracket en acier inoxydable (zone 2). (c) Loin du contact (zone 3)

Après 10000 cycles de fretting et en utilisant le Potentiostat Volta Lab 301, le potentiel de corrosion pour fil Ti-Ni a été immergé immédiatement dans le même milieu artificiel. La Figure 72 montre la courbe de potentiel de corrosion avec et sans fretting.

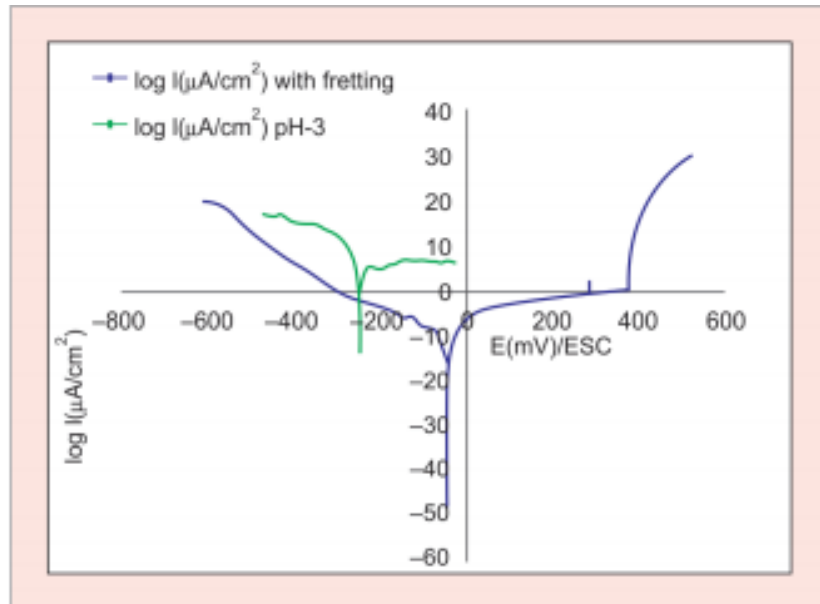


Figure 72: Evolution du potentiel de corrosion pour le fil en Ti-Ni durant le fretting

### III.3.1 Stainless steels wire and Bracket contact:

Comme dans le cas de la zone de contact entre le fil Ti-Ni et l'attache en acier inoxydable, l'aspect morphologique de la surface de contact entre le fil d'acier inoxydable et l'attache générée en salive artificielle a été examiné. Les (Figure 73 a à d) montrent les aspects morphologiques de la zone de contact sur le fil et sur l'attache respectivement. L'étude de la corrosion des éléments orthodontiques par les courbes de la corrosion qui montre le potentiel en fonction de la densité de courant dans les deux cas, avant et après l'essai de fretting est visibles sur la Figure 74.

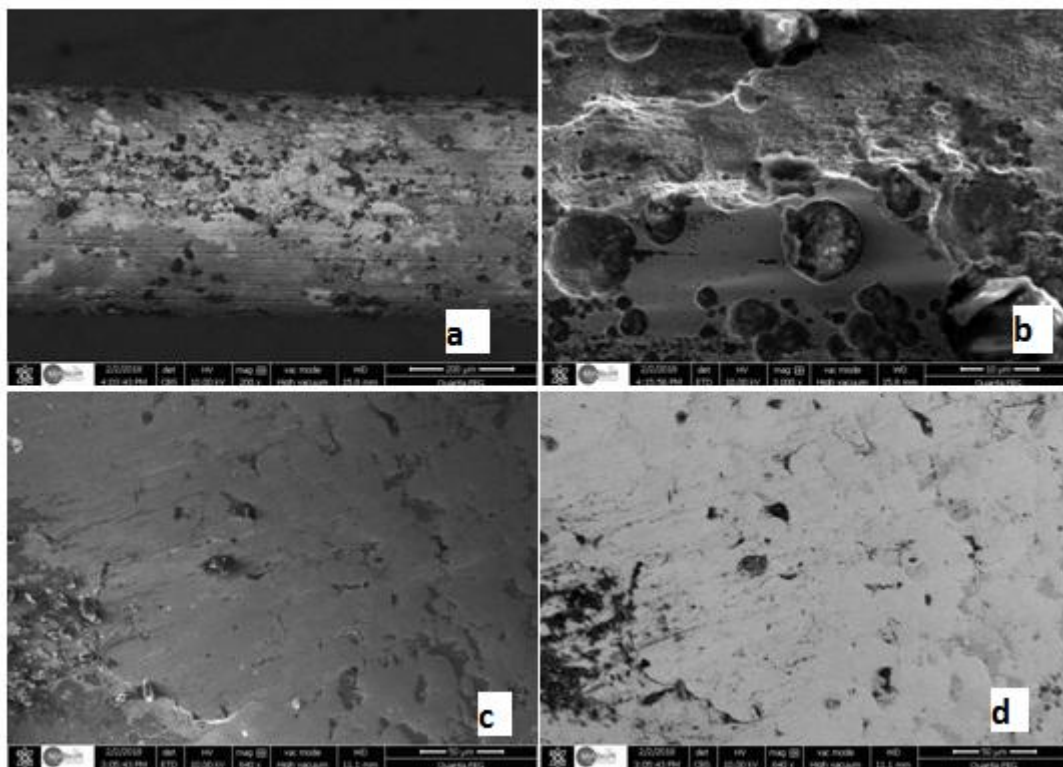


Figure 73: Observation SEM du fil en acier inoxydable (a) et (b) sous différents grossissement et la Bracket en acier inoxydable (c) et (d)

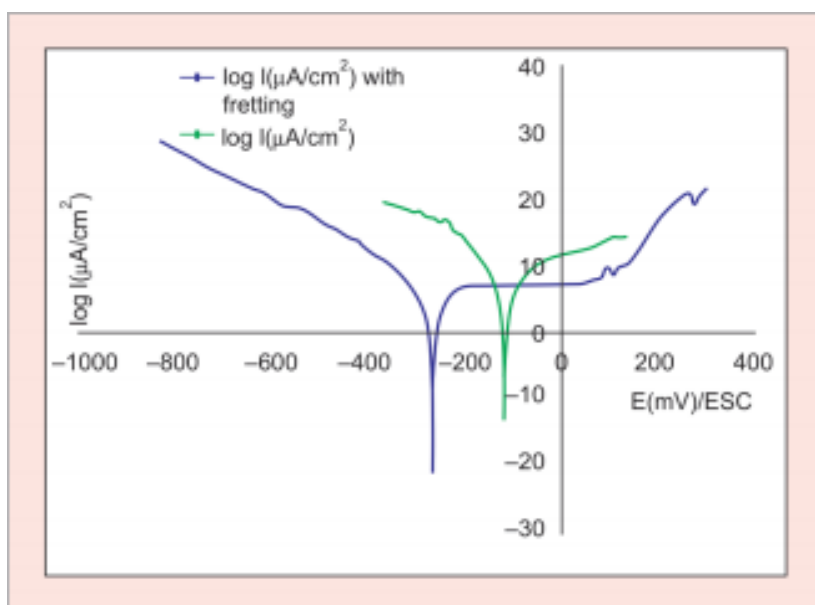


Figure 74: Evolution du potentiel de corrosion du fil en acier inoxydable durant le fretting

## **IV . Discussion:**

### **IV.1 Analyse du Fretting-fatigue**

Dans les conditions opératives en utilisant le banc d'essais de la combinaison du fretting-corrosion conçu pour cet effet, nous avons remarqué qu'il y aurait un micro-glissement vers le côté excentrique et une zone d'adhérence de l'autre côté entre les fils et les bracket étudiés .Il a été observé aussi sur les essais effectués que les aspects morphologiques de chaque zone de contact différent en fonction de la charge imposée et du déplacement.

Dans le cas du contact entre le fil Ti-Ni et bracket en acier inoxydable, l'analyse des zones de contact montre la présence de quelques oxydes qui étaient principalement attribuables au microglissement. Sur les zones des brackets en acier inoxydable, l'analyse EDS a révélé des traces d'élément titane générés par le phénomène de l'usure adhésif par rapport à l'extérieure de la surface de contact de la bracket en acier inoxydable.

Après le fretting , l'élément de titanium a été retrouvé à l'intérieure de la surface de contact du coté exentrique avec un pourcentage de 3,89%.

L'analyse de l'EDS a montré la présence de quelques oxydes dans laquelle la quantité d'oxygène a été portée à 4,86 %. La présence de titane et des oxydes montrent une existence simultanée de l'usure adhesive et du fretting entre le fil Ti-Ni et la bracket en acier inoxydable [90] ,[91].

En ce qui concerne le contact entre le fil et la barackette en acier inoxydable et sachantque les deux matériaux en contact ont pratiquement la même ductilité, l'examen de la zone de contact par MEB a révèlé une déformation plastique à l'extrémité de la bracket qui est probablement causée par le travail de durcissement au cours du phénomène du fretting entre le fil Ti-Ni et la bracket en acier inoxydable.

### **IV.2 Analyse du contact entre le fil Ni-Ti et Bracket en acier inoxydable**

En se basant sur l'analyse EDS dans la zone d'adhérence, la zone de micro-glissement et à l'extérieur de la zone de contact, la composition chimique à l'extérieur de la zone de contact (3) montre la composition de l'acier inoxydable, et aucune trace d'oxydes n'a été détectée. À l'intérieur de la zone de contact l'élément Titane est présent avec un pourcentage de 1,87%at généré lors du mécanisme de micro-glissement du fil Ti-Ni. Dans la zone de micro-glissement (2), la quantité d'oxygène augmentée à 20,48%at. Le résultat de l'analyse l'EDS du fil Ti-Ni confrme les quantités élevés d'oxygène (environ 28,78 %at) dans la zone de mico-glissement.

L'examen des courbes de polarisation du contact entre le fil Ti-Ni et la bracket en acier inoxydable ,montre clairement l'effet combiné du fretting et de la corrosion où une réduction du potential de corrosion dans un milieu acidifié est observée.

#### **IV.3 Analyse du contact entre le fil bracket en acier inoxydable**

L'analyse de la surface de contact sur les fils en acier inoxydable SEM montre plusieurs piqûres de corrosion qui met en évidence une attaque très prononcée sous l'effet conjugué de la corrosion et du fretting-fatigue. L'analyse des courbes de polarisation des fils et des bracket en acier inoxydable dans les conditions décrites précédemment, confirme que les fils qui ont subis des essais de fretting résistent moins que les fils qui ont été seulement immergés dans la salive artificielle. Plusieurs piqûrations de corrosion sont apparut .Le type de corrosion le plus courant observé dans les fils et les brackets orthodontiques.

Dans la salive acidifiée, de nombreux piqûres peuvent être observées. Cette caractéristique est censée augmenter la susceptibilité à la corrosion car cette piqûre localisée réduit le pH et l'oxygène, qui à leur tour affecte le processus de passivation.

## CONCLUSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES

---

Dans le domaine de l'orthodontie les études des phénomènes de corrosion sont très important. En effet, les matériaux que nous utilisons sont en principe biocompatibles. Mais certaines conditions « extrêmes » du milieu buccal et le contact fil et bracket peuvent entraîner l'apparition de phénomènes de corrosion, ce qui pourrait avoir des effets secondaires tels que les sites microbiens et des intoxications de tissus. De plus et comme la corrosion est considérée comme l'une des causes principales des fractures des fils orthodontiques, il est nécessaire de connaître ce dernier afin de les minimiser.

Le travail présenté dans ce mémoire constitue une contribution à la comparaison du comportement des fils orthodontiques d'Acier inoxydable et Nickel Titane avant et après contact avec la bracket sous l'effet du « fretting » dans une salive artificielle neutre et acidifiée. Dans ce cadre, nous avons réalisé des essais mécaniques (un montage expérimental qui consiste à modéliser le contact fil et bracket « cellule fretting-corrosion ») et électrochimiques (potentiel libre, courbe de polarisation potentiodynamique et diagrammes d'impédance), ainsi que des observations associées au Microscope électronique à balayage.

Les essais électrochimiques montrent que les fils d'Acier inoxydables ont une meilleure résistance à la corrosion en milieu acide (pH=3) que les fils Nickel-Titane. Cela a été démontré par la spectroscopie d'impédance avec des valeurs de résistances de 222,79 KOhm, et de 100,91 KOhm pour les fils d'acier inoxydable et de Nickel-Titane respectivement.

L'étude a portée aussi sur la compréhension des phénomènes de fretting et de fretting-corrosion de la surface de contact entre les fils orthodontiques d'acier inoxydable et de nickel-titane avec les brackets en acier inoxydable dans la salive artificielle neutre et acide.

En utilisant la microscopie électronique à balayage (SEM) couplée à la spectroscopie à dispersion d'énergie (EDS), les surfaces de contact ont été examinées. Nous avons observés que le contact entre les fils et les brackets provoque des zones d'adhérence et des zones

de micro-glissement qui génèrent des oxydes pouvant affecter la santé des patients utilisant

---

---

les appareils orthodontiques.

Au cours des essais, des traces de titane ont été également observées sur les zones de contact sur la bracket en acier inoxydable, ce qui met en évidence une usure adhésive entre le fil de nickel-titane et la bracket en acier inoxydable.

À l'aide d'un banc d'essai expérimental conçu à cet effet, l'analyse du fretting-corrosion sous un déplacement cyclique imposé a été également réalisée.

En ce qui concerne l'essai de corrosion effectué après 100 000 cycles avec une fréquence de 2Hz, nous avons constaté que le fil de nickel-titane est plus résistant que le fil d'acier inoxydable dans la salive artificielle. En outre, la résistance à la corrosion dans la salive acidifiée est très prononcée pour les fils et les brackets en acier inoxydable, comme le reportent de nombreux chercheurs.

Pour compléter notre recherche sur l'effet combiné de la corrosion et de la fatigue des fils orthodontiques, nous envisageons des perspectives comme suit :

- Une étude au spectromètre de masse à plasma à couplage inductif (ICP-MS) serait envisageable pour déterminer les concentrations des ions métalliques des alliages libérées dans la salive artificielle.
- L'étude peut être élargie pour tester d'autres matériaux plus résistants aux phénomènes du fretting-corrosion.

### *Références bibliographique*

1. Y. Barat, G. Bounoure, *Dictionnaire des termes d'orthodontie*, SFODF (Société Française d'Orthopédie Dento-Faciale, 2007 ; 4 : p.56.
2. Meling TR, Odegaard J, Seqner D. On bracket slot height: a methodologic study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998 Apr;113(4):387-93.
3. William J. O'Brien, *dental materials and their selection*, 4ème édition, 2008; p.448.
4. Bassigny F. *Manuel d'orthopédie dentofaciale*. In: Paris: Masson: 1983; 1-145.
5. CH. Remise, *Technique de l'arc segmenté : biomécanique dentaire*, thèse, Université de Montréal, 2007.
6. Wilfried Pacquentin, *Contribution à l'étude des propriétés physico-chimiques des surfaces modifiées par traitement laser. Application à l'amélioration de la résistance à la corrosion localisée des Acier Inoxydable*, thèse, Université de Bourgogne, Dijon, 2011.
7. M. Gravina, C. Canavorro, E. Carlos Nelson, M. Chaves, I. Brunharo, C. Quintão, *Mechanical properties of Ti-Ni and CuTi-Ni wires used in orthodontic treatment. Part 2: Microscopic surface appraisal and metallurgical characteristics*, *Dental Press Journal of Orthodontics.*, 2014; 19(1): p.69-76.
8. Guillaume Bertrand, *Influence de la stérilisation sur les propriétés mécaniques en torsion de deux types d'arcs orthodontiques à base de Nickel Titane Cuivre*, thèse, Université de Lorraine, Nancy, 2014
9. AYM Zahia, *Caractérisation de l'acier inoxydable X5CrNi18-10 et étude de son oxydation à température*, thèse, Université Mouloud Mammeri, Tizi-Ouzou, 2013.
10. CHOMET F, MARTIN B et LELIEVRE F. *Restauration métallo-céramique sur titane. Synergie Prothétique* 2000;2(1):31-40.
11. *Biocompatibilité des métaux, alliages et céramiques dentaires. Réal Clin* 2005;16(2):169-186.
12. BURSTONE, C.J., QIN, B., MORTON, J.Y. (1985). *Chinese Ti-Ni wire -A new orthodontic alloy. Am. J. Orthod.*, 87(6) : 445-452.
13. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. *The super-elastic property of the Japanese Ti-Ni alloy wire for use in orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1986;90:1-10.
14. PR. Kusy, *A review of contemporary archwires: their properties and characteristics, Journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 1997; 67(3): p.197-207.
15. Bolender Yves, *Influence des variations de température rencontrées dans la cavité buccale sur les propriétés physique des arcs orthodontiques à base de Nickel-Titane*, thèse, Université Henri Poincaré Nancy I, Nancy, 2008
16. ROACH M. *Base metal alloys used for dental restorations and implants Dent. clin. North Am.*, 2007, 51, 603-627
17. L. Jordan, MP. Filleul, R. Portier, *Les arcs orthodontiques à mémoire de forme : structures et propriétés, Revue Orthopédie Dento-Faciale*, 1997 ; 31 : p.199-211.
18. D. Georges, *Pathologie générales et salive*, thèse, Université Henri Poincaré, Nancy, 2012.
19. L. Bahije, H. Benyahia, S. El Hamzaoui, M. Ebn Touhami, R. Benguedour, W. Rerhaye, *Comportement du Ti-Ni en présence des bactéries orales : corrosion par le Streptococcus mutans, International Orthodontics*, 2011 ; 9 : p.110-119.



20. C. Dawes, Circadian rhythms in human salivary flow rate and composition, *Journal of Physiology*, 1972; 220(3): p.529-545.
21. M. Lenander, V. Loimaranta, Saliva and dental caries, *Journal Advances in Dental Research*, 2000.
22. RG. Schipper, E. Silletti, MH. Vingerhoeds, Saliva as research material: biochemical, physicochemical and practical aspects, *Archives of Oral Biology*, 2007; 52(12): p.14-35.
23. VW. Leung, BW. Darvell, Artificial salivas for in vitro studies of dental materials, *Journal of Dentistry*, 1997.
24. B. Eglouf, Étude des salives artificielles utilisées pour les tests de corrosion des alliages orthodontiques, thèse, Université Henri Poincaré, Nancy, 2009.
25. JM. Cheylan, C. Archien, Biocompatibilité des matériaux : alliages et céramiques dentaire, *Realites Cliniques*, 2005 ; 16(2) : p.169-186.
26. Radhakrishnamurty P, Adaikkalam P. pH-potential diagrams at elevated temperatures for the chromium/water system. *Corrosion Science* 1982;22:753
27. JA. Platt, A. Guzman, A. Zuccari, DW. Thornburg, BF. Rhodes, Y. Oshida, BK. Moore, Corrosion behavior of 2205 duplex stainless steel, *Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 1997; 112(1): p.69-79
28. W. Rerhrhaye, L. Bahije, K. El Mabrouk, F. Zaoui, N. Marzouk, Dégradation des propriétés mécaniques des alliages orthodontiques Ti-Ni en milieu buccal : étude in vitro, *International Orthodontics*, 2014, 12(3) : p.271-280.
29. N. Schiff, B. Grosgeat, M. Lissac, F. Dalard, Influence of fluoride content and pH on the corrosion resistance of titanium and its alloys, *Biomaterials*, 2002; 23(3): p.1995-2002.
30. WF. Ho, TY. Chiang, SC. Wu, HC. Hsu, Mechanical properties and deformation behavior of cast binary Ti-Cr alloys, *Journal of Alloys and Compounds*, 2009; 468: p.533-538.
31. D.Upadhyay, MA. Panchal, RS. Dubey, VK. Srivastava, Corrosion of alloys used in dentistry: A review, *Materials Science and Engineering*, 2006; 432: p.1-11.
32. TF. Chimla, Propriétés électrochimiques des alliages métalliques utilisés en odontologie, *Encyclopédie Médico-Chirurgicale*, 1998 ;10 : p.7.
33. D.Upadhyay, MA. Panchal, RS. Dubey, VK. Srivastava, Corrosion of alloys used in dentistry: A review, *Materials Science and Engineering*, 2006;432: p.1-11.
34. Jacobs JJ, Gilbert JL, Urban RM. Corrosion of metal orthopaedic implants. *J Bone Joint Surg Am* 1998;80:268-282.
35. House K, Sernetz F, Dymock D, Sandy JR, Ireland AJ. Corrosion of orthodontic appliances – should we care? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133:584-592.
36. Schiff N, Dalard F, Lissac M, Morgon L, Grosgeat B. Corrosion resistance of three orthodontic Bracket: A comparative study of three fluoride mouthwashes. *Eur J Orthod* 2005;27:541-549.
37. Bentahar Z, Bourzgui F, Zertoubi M, EL Adioui-Joundy S, Morgan G. Dégradation électrochimique des matériaux métalliques utilisés en orthodontie. *Int Orthod* 2005;3:5-17.
38. Lin MC, Lin SC, Lee TH, Huang HH. Surface analysis and corrosion resistance of different stainless steel orthodontic Bracket in artificial saliva. *Angle Orthod* 2006;76:322-329

39. Burse AB, Swartz ML, Phillips RW, Dykema RW. Comparison of the in vitro and in vivo tarnish of three gold alloys. *J Biomed Mater Res* 1972;6:267–277.
40. Iijima M, Endo K, Yuasa T, Ohno H, Hayashi K, Kakizaki M, et al. Galvanic corrosion behavior of orthodontic archwire alloys coupled to Bracket alloys. *Angle Orthod* 2006;76:705–711.
41. Tufekci E, Mitchell JC, Olesik JW, Brantley WA, Papazoglou E, Monaghan P. Inductively coupled plasma-mass spectroscopy measurements of elemental release from 2 high-palladium dental casting alloys into a corrosion testing medium. *J Prosthet Dent* 2002;87:80–85.
42. Siargos B, Bradley TG, Darabara M, Papadimitriou G, Zinelis S. Galvanic corrosion of metal injection molded (MIM) and conventional Bracket with nickel-titanium and copper-nickel-titanium archwires. *Angle Orthod* 2007;77:355–360.
43. 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;103:8–14.
44. Kim H, Johnson JW. Corrosion of stainless steel, nickeltitanium, coated nickel-titanium, and titanium orthodontic wires. *Angle Orthod* 1999;69:39–44
45. Bentahar Z, Bourzgui F, Zertoubi M, EL Adioui-Joundy S, Morgan G. Dégradation électrochimique des matériaux
46. Liu GT, Duh JG, Chung KH, Wang JH. Mechanical characteristics and corrosion behavior of (Ti,Al)N coatings on dental alloys. *Surf Coat Technol* 2005;200:2100–2105.
47. Es-Souni M, Es-Souni M, Fischer-Brandies H. On the properties of two binary Ti-Ni shape memory alloys. Effects of surface finish on the corrosion behaviour and in vitro biocompatibility. *Biomaterials* 2002;23:2887–2894.
48. Matasa CG. Characteristics of used orthodontic Bracket. In: Eliades G, Eliades T, Brantley WA, Watts DC, Eds. *Dental materials in vivo : Aging and related phenomena*, Quintessence, 2003:139–154.
49. Olefjord I, Wegrelius L. Surface analysis of the passivestate. *Corrosion Science* 1990;31:89–98.
50. Platt JA, Guzman A, Zuccari A, Thornburg DW, Rhodes BF, Oshida Y, et al. Corrosion behavior of 2205 duplex stainless steel.
51. Berge M, Gjerdet NR, Erichsen ES. Corrosion of silver soldered orthodontic wires. *Acta Odontol Scand* 1982;40(2):75-79.
52. ASTM A923 Intergranular Corrosion Testing of Duplex Stainless Steel
53. Wang J, Li N, Rao G, Han EH, Ke W. Stress corrosion cracking of Ti-Ni in artificial saliva. *Dent Mater* 2007;23:133–137.
54. Matasa CG. Attachment corrosion and its testing. *J Clin Orthod* 1995;29:16–23.
55. Chang JC, Oshida Y, Gregory RL, Andres CJ, Barco TM, Brown DT. Electrochemical study on microbiologyrelated corrosion of metallic dental materials. *Biomed Mater Eng* 2003;13:281–295.
56. Bourauel C, Scharold W, Jäger A, Eliades T. Fatigue failure of as-received and retrieved Ti-Ni orthodontic archwires. *Dent Mater* 2008;24(8):1095-1101.

57. 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;103:8–14.
58. Gjerdet NR, Herø H. Metal release from heat-treated orthodontic archwires. *Acta Odontol Scand* 1987;45:409–414.
59. Kerosuo H, Moe G, Kleven E. In vitro release of nickel and chromium from different types of simulated orthodontic appliances. *Angle Orthod* 1995;65:111–116.
60. Huang HH. Effect of fluoride and albumin concentration on the corrosion behavior of Ti-6Al-4v alloy. *Biomaterials* 2003;24:275–282
61. Schiff N, Dalard F, Lissac M, Morgon L, Grosogeat B. Corrosion resistance of three orthodontic Bracket: A comparative study of three fluoride mouthwashes. *Eur J Orthod* 2005;27:541–549.
62. Schiff N, Grosogeat B, Lissac M, Dalard F. Influence of fluoridated mouthwashes on corrosion resistance of orthodontics wires. *Biomaterials* 2004;25:4535–4542
63. Huang HH. Variation in surface topography of different Ti-Ni orthodontic archwires in various commercial fluoride-containing environments. *Dent Mater* 2007;23:24–33.
64. Jean Geringer, Fretting corrosion de matériaux utilisés comme implants orthopédiques, thèse, Université Jean Monnet de Saint-Etienne, Saint-Étienne, 2005.
65. Julie Pellier, Rôle de la force ionique, de l'albumine et du pH sur la dégradation par fretting-corrosion d'un contact Acier Inoxydable/PMMA. Application aux implants orthopédiques, thèse, Ecole Supérieure des Mines de Saint-Etienne, Saint-Étienne, 2012.
66. R.B. Waterhouse, Fretting fatigue, Applied Science Publishers Ltd, London, 1992.
67. KT. Oh, SU. Choo, KM. Kim, KN. Kim. A stainless steel Bracket for orthodontic application. *European Journal Orthodontic*, 2005 ; 27(3) : p.237-244.
68. R.B. Waterhouse, Fretting wear, Applied Science Publishers Ltd, London, 1984.
69. FOUVRY S. Etude quantitatives des dégradations en fretting. Thèse de doctorat, Ecole Centrale de Lyon, 1997.
70. MINDLIN R. D. Compliance of elastic bodies in contact. *ASME J. Appl. Mech.*, vol. 16, 1949, p. 259–268.
71. Timoshenko and Goodier . McGraw-Hill. New York 1951. 493 pp. 270
72. J. O. Smith and C. K. Liri, (1953), "Stresses due to Tangential and Normal loads on an Elastic Solid with Application to Some Contact stress problemsn, *J. of Appl. Mech*, 21, p: 157-166.
73. D. Nowell, D. A Hills and A Sackfield, (1993), "Plane contacts: Interior stress field in *Mechanics of Elastic Contacts*", First edn, Butterworth-Heinemann Ltd p:73-106.
74. D. Nowell and Da A Hills, (1987a), "Mechanics of fretting fatigue tests", *Int. J. Mech. Sci.*, 29(5), p:335-365.
75. KL. Johnson (1985), "Line Loading of an Elastic Half-Space", *Contact Mechanics*, Cambridge University Press, p- 11-44.
76. N. L. Muskhelishvili (1953), "Effective Solution of the Principal Problems of the Static of Elasticity for the Half-Plane, Circle and Analogous Regions, Singular Integral Equations", 2nd edn. Dover Publications, inc., N.Y.,
77. Brantley WA, Eliades T. *Orthodontic materials: Scientific and clinical aspects*. Stuttgart: Thieme, 2001:77–105.

78. Cuinet M, Guivarch J, Huet AP. The orthodontic wires at the rate of the third millennium, *Journal l'Orthodontie Française*, 2001;72(3):221-291.
79. Dawes C. Circadian rhythms in human salivary flow rate and composition. *Journal of physiology*, 1972 Feb; 220(3):529-545.
80. Helfer M. Study of prosthetic reconstruction materials odontology in artificial saliva. Thesis, University of Lorraine, 2012
81. Pellier J. Role of ionic strength, albumin and pH on the fretting-corrosion degradation of a contact Stainless Steel/ PMMA. Application to orthopedic implants. Thesis, Ecole Supérieure des Mines de Saint-Etienne, Saint-Etienne, 2012.
82. Waterhouse RB. Fretting fatigue. Applied Science Publishers Ltd, London, 1992.
83. Rapiejkoa C, Fouvrya S, Grosogeatb B, Wendlerc B. A representative ex-situ fretting wear investigation of orthodontic arch-wire/bracket contacts. *An International Journal on the Science and Technology of Friction, Lubrication and Wear* 2009 March; 266(2-3):850-858.
84. Discount CH. Segmented arc technique: dental biomechanics. Thesis, University of Montreal, 2007.
85. ROCHAIX C. Electrochemistry: Thermodynamics-kinetics, 1st edition, 1996 Nov: 239-241.
86. Gravina M, Canavorro C, Carlos Nelson E, Chaves M, Brunharo I, Quintão C. Mechanical properties of Ni-Ti and Cu Ni-Ti wires used in orthodontic treatment. Part 2: Microscopic surface appraisal and metallurgical characteristics. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 2014 Jan-Feb;19(1):69-76.
87. Bertrand G. Influence of sterilization on the torsional mechanical properties of two types of orthodontic arches wires based on Nickel Titanium Copper. Thesis, University of Lorraine, Nancy, 2014.
88. Yves B. Influence of temperature variations encountered in the oral cavity on the physical properties of Nickel-Titanium orthodontic wires. Thesis, Henri Poincaré University Nancy I, Nancy, 2008.
89. Bahije L, Benyahia H, El Hamzaoui S, Ebn Touhami M, Benguedour R, Rerhaye W. Comportement du NiTi en présence des bactéries orales: corrosion par le Streptococcus mutans. *International orthodontics*. 2011 Mar 1;9(1):110-119.
90. Geringer J. Fretting corrosion of materials used as orthopedic implants. Thesis Jean Monnet University of Saint-Etienne, Saint-Etienne, 2005.
91. Sujeet K, Shamsher S, Rani P, Sameer A, Bhatnagar A, Sidhu M, Shetty P. Evaluation of Friction in Orthodontics Using Various Brackets and Archwire Combinations-An in Vitro Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 2014 May;8(5):3-36

## ANNEXE 1:

Le programme de la distribution des contraintes de volume élaboré sur Mathcad pour:

- Le cas d'une charge hertzienne et d'une charge linéaire est présenté ci-dessous:

Coefficient de friction:  $f := 0.1$

Demi largeur de contact:  $a := 0.2$

Charge maximale:  $P := 5$

$$p_0 := 2 \cdot \frac{P}{\pi \cdot a}$$

$x := -a..a$                        $y := 0.0..1$

Avec  $p(x)$  la charge normale hertzienne et  $q(x)$  la charge tangentielle :

$$p(x) := p_0 \sqrt{\left(1 - \frac{x}{a}\right)^2} \quad \text{et} \quad q(x) := p_0 \left(1 + \frac{x}{a}\right)$$

Avec  $p(x) := f \cdot q(x)$

Les équations des contraintes sont données par JOHNSON:

$$\begin{aligned} \sigma_{xx}(x, y) &:= \left(\frac{2}{\pi \cdot y}\right) \cdot \left[ \int_{-a}^a \frac{p(t) \cdot (x-t)^2 \cdot y^2}{[(x-t)^2 + y^2]^2} dt + \int_{-a}^a \frac{q(t) \cdot (x-t)^3 \cdot y}{[(x-t)^2 + y^2]^2} dt \right] \\ \sigma_{yy}(x, y) &:= \left(\frac{2}{\pi \cdot y}\right) \cdot \left[ \int_{-a}^a \frac{p(t) \cdot y^4}{[(x-t)^2 + y^2]^2} dt + \int_{-a}^a \frac{q(t) \cdot (x-t) \cdot y^3}{[(x-t)^2 + y^2]^2} dt \right] \\ \tau_{xy}(x, y) &:= \left(\frac{2}{\pi \cdot y}\right) \cdot \left[ \int_{-a}^a \frac{p(t) \cdot (x-t) \cdot y^3}{[(x-t)^2 + y^2]^2} dt + \int_{-a}^a \frac{q(t) \cdot (x-t)^2 \cdot y^2}{[(x-t)^2 + y^2]^2} dt \right] \end{aligned}$$

$$\tau_{xy\max}(x, y) := \sqrt{\tau_{xy}(x, y)^2 + \left[ \frac{(\sigma_{xx}(x, y) - \sigma_{yy}(x, y))}{2} \right]^2}$$

$$S_y(x, y) := \frac{(\sigma_{yy}(x, y))}{p_0} \quad S_z(x, y) := \frac{(\tau_{xy\max}(x, y))}{p_0} \quad S_x(x, y) := \frac{(\sigma_{xx}(x, y))}{p_0}$$

$$S_{xy}(x, y) := \frac{(\tau_{xy}(x, y))}{p_0}$$

$$F := \text{CreateMesh}(S, -a, a, 0.0001, 0.5, 20, 20)$$

## ANNEXE 2:

Le programme de la distribution des contraintes de surface effectué sur mathcad pour le cas d'un contact hertzien est présenté ci-dessous:

Conditions initiales:  $f := 0.2$   
 - Coefficient de friction:  $a := 0.25$   
 - Largeur de contact (en mm):  $p0 := 1000$   
 - Pression amx arbitraire:  $Q := 45$   
 Charge tangentielle totale arbitraire (Donnée initiale):  $P := \pi \cdot \frac{a \cdot p0}{2}$

Distribution de la charge normale pour un contact Hertzien:

$$p(x) := p0 \cdot \sqrt{1 - \left(\frac{x}{a}\right)^2}$$

$$q(x) := f \cdot p(x) \quad SG := 59$$

$$c1 := SG \frac{a}{4 \cdot f \cdot p0} + a \cdot \sqrt{1 - \frac{Q}{f \cdot P}}$$

$$c2 := \left( SG \frac{a}{4 \cdot f \cdot p0} \right) - a \cdot \sqrt{1 - \frac{Q}{f \cdot P}}$$

$c1 = 0.209 \quad c2 = -0.184$

$$x1 := -a, -a + 0.001 \cdot c2$$

$$q1(x1) := f \cdot p(x1)$$

$$x3 := c1, c1 + 0.001 \cdot a$$

$$x2 := c2, c2 + 0.001 \cdot c1$$

$$q3(x3) := f \cdot p(x3)$$

$$q2(x2) := f \cdot p0 \cdot \sqrt{1 - \left(\frac{x2}{a}\right)^2} - f \cdot p0 \cdot \frac{\sqrt{(x2 - c2) \cdot (c1 - x2)}}{a}$$

Avec Q1 la charge tangentielle dans la zone de micro-glissement:  $Q1 := \int_{-a}^{c2} q1(x) dx$

Avec Q2 la charge tangentielle dans la zone d'adhérence :  $Q2 := \int_{c2}^{c1} q2(x) dx$

Avec Q3 la charge tangentielle dans la zone de micro-glissement:  $Q3 := \int_{c1}^a q3(x) dx$

La charge totale est donnée par :

$$Q_T := Q_1 + Q_2 + Q_3$$

$$S_1(x_1) := \frac{q_1(x_1)}{p_0}$$

$$S_2(x_2) := \frac{q_2(x_2)}{p_0}$$

$$S_3(x_3) := \frac{q_3(x_3)}{p_0}$$