



**HAL**  
open science

# Etude de la corrosion et de l'usure des pinces à couper les ligatures au cours de la stérilisation

Olivier George

► **To cite this version:**

Olivier George. Etude de la corrosion et de l'usure des pinces à couper les ligatures au cours de la stérilisation. Médecine humaine et pathologie. Université Henri Poincaré - Nancy 1, 2011. Français. NNT : 2011NAN10032 . tel-01746187

**HAL Id: tel-01746187**

**<https://hal.univ-lorraine.fr/tel-01746187>**

Submitted on 29 Mar 2018

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



## AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : [ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr](mailto:ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr)

## LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

[http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg\\_droi.php](http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php)

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

# THESE

pour l'obtention du grade de

**DOCTEUR DE L'UNIVERSITE HENRI POINCARÉ**

en Sciences des Matériaux

par **Olivier GEORGE**

---

## **ETUDE DE LA CORROSION ET DE L'USURE DES PINCES A COUPER LES LIGATURES AU COURS DE LA STERILISATION**

---

Présentée et soutenue publiquement le 29 juin 2011

**Jury :**

**Rapporteurs :**

- Armelle MANIERE-EZVAN (Professeur, Faculté d'Odontologie de Nice)
- Philippe STEYER (Maître de Conférences HDR, INSA Lyon)

**Examineurs :**

- Marie-Pierryle FILLEUL (Professeur, Faculté d'Odontologie – Université Henri Poincaré)
- Pierre STEINMETZ (Professeur, Faculté des Sciences et Techniques – Université Henri Poincaré)
- Christophe RAPIN (Professeur, Faculté des Sciences et Techniques – Université Henri Poincaré)
- Laurent VERMELIN (Maître de Conférences, Faculté d'Odontologie – Université Paris DESCARTES)

**Invités :**

- Francis BENOIT (Docteur, Pharmacien des Hôpitaux, CHU Nancy)

Institut Jean Lamour. Département N°2: Chimie et Physique des Solides et des Surfaces , Equipe "Surface et interface, réactivité chimique des matériaux", (UMR 7198) CNRS



## Sommaire

<b>CHAPITRE 1 : INTRODUCTION.....</b>	<b>9</b>
<b>CHAPITRE 2 : CONTEXTE DE L'ETUDE – REVUE DE BIBLIOGRAPHIE.....</b>	<b>14</b>
<b>1. DEFINITIONS.....</b>	<b>15</b>
<b>2. ORTHODONTIE ET RISQUE INFECTIEUX.....</b>	<b>15</b>
<b>3. LA CHAINE DE STERILISATION DES DISPOSITIFS MEDICAUX.....</b>	<b>16</b>
3.1 LA PRÉDÉSINFECTION.....	16
3.2 LE NETTOYAGE .....	16
3.3 LE RINÇAGE.....	17
3.4 LE SÉCHAGE .....	17
3.5 LA LUBRIFICATION .....	17
3.6 LE CONDITIONNEMENT.....	17
3.7 LA STERILISATION .....	18
<b>4. RISQUES DE CORROSION AU COURS DU CYCLE DE STERILISATION.....</b>	<b>18</b>
<b>5. PRECAUTIONS A RESPECTER POUR EVITER LA CORROSION AU COURS DE LA STERILISATION .....</b>	<b>22</b>
<b>6. PROPRIETES DES ACIERS INOXYDABLES .....</b>	<b>23</b>
<b>7. USURE DES INSTRUMENTS DENTAIREs .....</b>	<b>28</b>
<b>8. ETUDE BIBLIOGRAPHIQUE CONCERNANT LES INSTRUMENTS DENTAIREs.....</b>	<b>29</b>
<b>CHAPITRE 3 : TECHNIQUES EXPERIMENTALES.....</b>	<b>37</b>
<b>1. MATERIEL.....</b>	<b>38</b>
1.1. LES PINCES .....	38
1.2. LE FIL DE LIGATURE .....	39
1.3. LES LIQUIDES DE PREDESINFECTION.....	39
1.3.1. DY SEPTI® (DENTSPLY) .....	40
1.3.2. PREDOLYSE® (PRED).....	40
1.3.3. DENTASEPT ULTRA® (ANIOS).....	40
1.3.4. ELUSEPT® (PIERRE FABRE).....	40

1.3.5. AMPHOLYSINE PLUS® (ANIOS) .....	41
----------------------------------------	----

**2. METHODE .....** **41**

<b>2.1. CARACTERISATION DES PINCES .....</b>	<b>41</b>
2.1.1. ETUDE DE LA COMPOSITION .....	42
2.1.2. ETUDE DE LA DURETE DES PINCES .....	43
2.1.3. ETUDE DE LA STRUCTURE DES DIFFERENTES PHASES .....	44
2.1.3.1. Principe.....	44
2.1.3.2. Méthode appliquée .....	45
2.1.4. SUIVI DE LA MASSE DES PINCES .....	45
<b>2.2. CARACTERISATION DES PRODUITS DE PREDESINFECTION .....</b>	<b>46</b>
2.2.1. MESURE DU PH.....	46
2.2.2. ETUDE DE LA COMPOSITION .....	46
<b>2.3. ETUDE DE LA CORROSION ET DE L'USURE DES PINCES AU COURS DES CYCLES DE STERILISATION .....</b>	<b>48</b>
<b>2.4. ETUDE ELECTROCHIMIQUE DES PINCES .....</b>	<b>54</b>
2.4.1. METHODES ELECTROCHIMIQUES .....	54
2.4.1.1. Eléments de cinétique des réactions électrochimiques.....	54
2.4.1.2. Méthodes d'étude stationnaires .....	55
2.4.1.3. Couplage galvanique et diagramme d'Evans .....	61
2.4.2. ETUDE DE CHAQUE PARTIE DES PINCES .....	62
2.4.3. ETUDE DES PINCES DANS LEUR GLOBALITE.....	64

**CHAPITRE 4 : RESULTATS .....** **65**

**1. CARACTERISATION DES PINCES.....** **66**

1.1. ETUDE DE LA COMPOSITION DES PINCES .....	66
1.2. SYNTHESE .....	71
1.3. MESURE DE LA DURETE DES PINCES .....	71
1.4. ELEMENTS IMPORTANTS.....	72
1.5. ETUDE DE LA STRUCTURE DES DIFFERENTES PHASES DES ALLIAGES CONSTITUTIFS DES PINCES .....	73
1.6. RESUME DES POINTS PRINCIPAUX .....	76
1.7. SUIVI DE LA MASSE DES PINCES .....	76
1.8. EN RESUME.....	78

**2. CARACTERISATION DES PRODUITS DE PREDESINFECTION .....** **79**

2.1. MESURE DU PH DES PRODUITS DE PREDESINFECTION .....	79
2.2. SYNTHESE .....	79
2.3. ANALYSE DE LA COMPOSITION DES PRODUITS DE PREDESINFECTION .....	80

2.3.1.	LES PRINCIPALES FAMILLES CHIMIQUES D'ANTISEPTIQUES ET DESINFECTANTS .....	80
2.3.2.	LES INHIBITEURS DE CORROSION.....	84
2.3.3.	AMPHOLYSINE PLUS® (ANIOS) .....	84
2.3.4.	ELUSEPT® (PIERRE FABRE).....	85
2.3.5.	DY SEPTI® (DENTSPLY) .....	86
2.3.6.	PREDOLYSE® (PRED) .....	87
2.3.7.	DENTASEPT ULTRA® (ANIOS).....	87
2.3.8.	ELEMENTS A RETENIR.....	88

### **3. ETUDE ELECTROCHIMIQUE .....** **91**

<b>3.1.</b>	<b>ETUDE DES DIFFERENTES PARTIES DES PINCES.....</b>	<b>91</b>
3.1.1.	ETUDE DES DIFFERENTES PARTIES DES PINCES DANS AMPHOLYSINE PLUS® .....	95
3.1.2.	ETUDE DES DIFFERENTES PARTIES DES PINCES DANS ELUSEPT®.....	98
3.1.3.	ETUDE DES DIFFERENTES PARTIES DES PINCES DANS DY SEPTI® .....	100
3.1.4.	ETUDE DES DIFFERENTES PARTIES DES PINCES DANS PREDOLYSE®.....	103
3.1.5.	ETUDE DES DIFFERENTES PARTIES DES PINCES DANS DENTASEPT ULTRA®.....	105
3.1.6.	CONCLUSION DES ESSAIS ELECTROCHIMIQUES DE CORROSION DES DIFFERENTES PARTIES DE PINCES	107
<b>3.2.</b>	<b>COUPLAGES GALVANIQUES.....</b>	<b>108</b>
3.2.1.	PINCES DENTAURUM® .....	109
3.2.2.	PINCES RMO® .....	110
3.2.3.	PINCES ETM® .....	110
3.2.4.	EN RESUME .....	111
<b>3.3.</b>	<b>ETUDE DES PINCES DANS LEUR GLOBALITE.....</b>	<b>112</b>
3.3.1.	COMPARAISON ETAT INITIAL/ETAT FINAL .....	112
3.3.2.	SUIVI DES POTENTIELS DE CORROSION .....	114
3.3.2.1.	Suivi des potentiels de corrosion dans Ampholysine Plus® .....	115
3.3.2.2.	Suivi des potentiels de corrosion dans Elusept®.....	115
3.3.2.3.	Suivi des potentiels de corrosion dans Dy Septi® .....	116
3.3.2.4.	Suivi des potentiels de corrosion dans Prédolyse®.....	117
3.3.2.5.	Suivi des potentiels de corrosion dans Dentasept Ultra® .....	117
3.3.2.6.	Suivi des potentiels de corrosion pour les pinces Dentaaurum® .....	118
3.3.2.7.	Suivi des potentiels de corrosion pour les pinces ETM®.....	119
3.3.2.8.	Suivi des potentiels de corrosion pour les pinces RMO® .....	120
3.3.3.	SUIVI DES RESISTANCES DE POLARISATION.....	121
3.3.3.1.	Suivi des résistances de polarisation dans Ampholysine Plus®.....	121
3.3.3.2.	Suivi des résistances de polarisation dans Elusept® .....	122
3.3.3.3.	Suivi des résistances de polarisation dans Dy Septi® .....	122
3.3.3.4.	Suivi des résistances de polarisation dans Prédolyse® .....	123
3.3.3.5.	Suivi des résistances de polarisation dans Dentasept Ultra®.....	124
3.3.3.6.	Suivi des résistances de polarisation pour les pinces Dentaaurum®.....	125
3.3.3.7.	Suivi des résistances de polarisation pour les pinces ETM® .....	125
3.3.3.8.	Suivi des résistances de polarisation pour les pinces RMO® .....	126

3.3.4. EN RESUME .....	127
<b><u>4. ETUDE DE LA CORROSION ET DE L'USURE DES PINCES .....</u></b>	<b><u>129</u></b>
<b>4.1. ETAT INITIAL.....</b>	<b>129</b>
4.1.1. PINCES DENTAURUM® .....	129
4.1.2. PINCES ETM® .....	129
4.1.3. PINCES RMO® .....	131
4.1.4. PINCES FACOM® .....	132
<b>4.2. EVOLUTION AU FUR ET A MESURE DES CYCLES .....</b>	<b>132</b>
4.2.1. PINCES DENTAURUM® .....	132
4.2.2. PINCES ETM® .....	134
4.2.3. PINCES RMO® .....	135
4.2.4. PINCES FACOM® .....	136
<b>4.3. CONCLUSIONS PARTIELLES.....</b>	<b>137</b>
<b><u>CHAPITRE 5 : DISCUSSION .....</u></b>	<b><u>138</u></b>
<b><u>1. CARACTERISATION DES PINCES.....</u></b>	<b><u>139</u></b>
<b><u>2. CARACTERISATION DES PRODUITS DE PREDESINFECTION.....</u></b>	<b><u>140</u></b>
<b><u>3. ETUDE DES DIFFERENTES PARTIES DES PINCES .....</u></b>	<b><u>141</u></b>
<b><u>4. ETUDE DE LA CORROSION ET DE L'USURE DES PINCES .....</u></b>	<b><u>144</u></b>
<b><u>CHAPITRE 6 : CONCLUSION – PERSPECTIVES.....</u></b>	<b><u>148</u></b>
<b><u>CHAPITRE 7 : BIBLIOGRAPHIE.....</u></b>	<b><u>152</u></b>
<b><u>CHAPITRE 8 : ANNEXES .....</u></b>	<b><u>160</u></b>
<b><u>1. SUIVI DE LA MASSE DES PINCES .....</u></b>	<b><u>161</u></b>
<b><u>2. ETUDE DE LA COMPOSITION DES PRODUITS DE PREDESINFECTION.....</u></b>	<b><u>162</u></b>
2.1. AMPHOLYSINE PLUS® .....	162
2.2. ELUSEPT®.....	163
2.3. DY SEPTI® .....	164
2.4. PREDOLYSE® .....	164
2.5. DENTASEPT ULTRA®.....	165

<b>3. ETUDE ELECTROCHIMIQUE DE CHAQUE ELEMENT DES PINCES.....</b>	<b>166</b>
<b>3.1. ETUDE SUR 12 HEURES.....</b>	<b>166</b>
3.1.1. SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION EN FONCTION DU TEMPS.....	166
3.1.2. SUIVI DE LA RESISTANCE DE POLARISATION EN FONCTION DU TEMPS.....	174
3.1.3. SUIVI DE L'INTENSITE EN FONCTION DU POTENTIEL .....	183
<b>3.2. SUIVI SUR 15 MINUTES .....</b>	<b>188</b>
3.2.1. SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION EN FONCTION DU TEMPS.....	188
3.2.2. SUIVI DE LA RESISTANCE DE POLARISATION EN FONCTION DU TEMPS.....	191
3.2.3. SUIVI DE L'INTENSITE EN FONCTION DU POTENTIEL .....	194
<b>3.3. ETUDE DE LA CORROSION ET DE L'USURE .....</b>	<b>197</b>

## Remerciements

Cette page est toujours délicate car il s'agit de n'oublier personne, j'espère qu'aucun ne se vexera si c'est le cas !

A mes parents, pour votre présence, vos conseils et votre soutien sans faille tout au long de ces années.

A mon frère Pierre-Arnaud, rock and roll is not dead !

A Laurie, ma chérie j'espère que nous serons bientôt réunis.

A ses parents, sa grand-mère, Jérôme et Isabelle, merci de m'avoir accueilli parmi vous.

A tous mes amis :

Bertrand et Emilie, Thierry et Aurélie, Sepehr et Aude, pas de panique, nous allons trouver des week ends pour se voir !

Cyril et Géraldine, Rosalie, Aude, un peu plus de temps libre ?... pas sûr !

Adrien, Lorraine et Mathieu, Matthieu et Anaëlle, à nos soirées à Nancy, Scy-Chazelles et Paris !

Jean-Max, Jean-Yves et Sabrina, Nicolas et Aurélie, Maxime et Pauline, Marco, pour tous les moments que nous avons partagés, et ceux à venir !

François, attention à la revanche du squasher masqué !

Luc et Aurélie, Edouard et Barbara, Aude, Valérie et Mathieu, Cléa et David, Elisa et Olivier, merci de m'avoir accueilli en tant que pièce rapportée !

A mon ordinateur, avec qui la cohabitation n'a pas toujours été facile !

### Liste des collaborations

- Service Commun de Microscopies Electroniques et de Microanalyse X (SCMEM), UHP Nancy.
- Laboratoire d'Etudes et de Recherche sur le MATériau Bois (LERMAB), UMR 1093, avec l'aide du Docteur Stéphane DUMARCAY et du Professeur Christine GERARDIN.
- Service de Stérilisation Centrale du CHU de Nancy-Brabois, Rue Morvan, 54500 VANDOEUVRE-LES-NANCY, dirigé par la Docteur Francis BENOIT.
- La saisie des données concernant le suivi de la masse des pinces en fonction du temps, l'analyse statistique, l'interprétation et la présentation des résultats ont été réalisés avec l'aide de Mme Carole LOOS-AYAV du Service d'Epidémiologie et Evaluation Cliniques du CHU de Nancy.
- Service d'Orthopédie Dento-Faciale de la Faculté d'Odontologie de Nancy, 2, Rue HEYDENREICH, 54000 NANCY, dirigé par le Professeur FILLEUL.

# CHAPITRE 1 : Introduction

L'orthodontie est, d'après la commission de terminologie de la Société Française d'Orthopédie Dento-Faciale (23), « une partie de la médecine dentaire consacrée à la prévention et à la correction des malpositions dentaires, en particulier chez les enfants » (*Figure 1*).



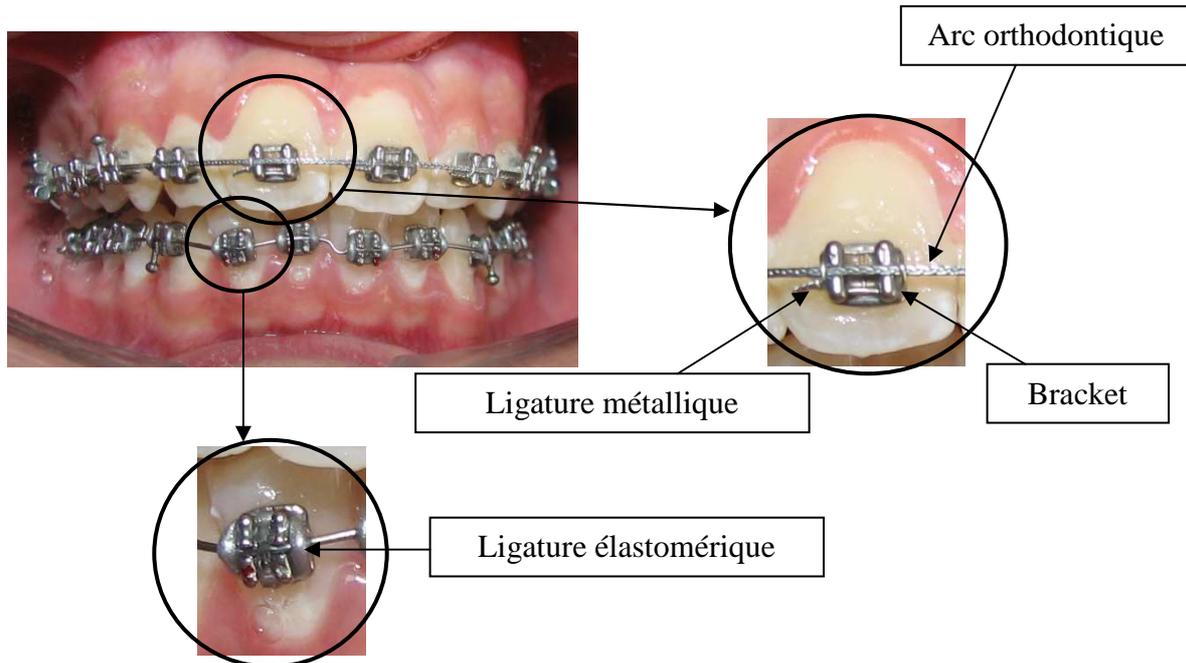
**Figure 1 : Vue avant et après traitement orthodontique**

Le principe est que des forces légères exercées pendant une longue durée sur les dents les font bouger, grâce à une apposition et une résorption constante de l'os alvéolaire entourant les racines.

L'orthodontie utilise pour cela différents dispositifs, prenant appui sur les dents et aussi parfois la muqueuse buccale. Ces dispositifs peuvent être amovibles (*Figure 2*), c'est-à-dire que le patient a la possibilité de les mettre et de les enlever lui-même, pour les nettoyer, par exemple. Ils peuvent également être fixés sur les dents, comme dans le cas des bagues et des brackets. On parle alors d'appareil multi-attaches (*Figure 3*). Les brackets sont des attaches collées sur la face avant ou arrière des dents. Les bagues font le tour des dents. Dans la gorge des brackets est inséré un arc orthodontique. La liaison entre ces 2 parties se fait par l'intermédiaire de ligatures. Ces ligatures peuvent être élastomériques, ou métalliques.



**Figure 2 : Plaque amovible maxillaire**



**Figure 3 : Appareil multi-attaches**

La mise en place de ces dispositifs nécessite l'utilisation de différents instruments, et en particulier des pinces spécifiques (*Figure 4, Figure 5*).



**Figure 4 : Pince de Weingart**



**Figure 5 : Pince de Mathieu**

Une fois utilisés, ces instruments, doivent être stérilisés après chaque patient, ceci en respectant un protocole précis. Ceci est valable pour la chirurgie médicale et dentaire, comme l'indique le Guide de prévention des infections liées aux soins en Chirurgie Dentaire et en Stomatologie (50). L'orthodontie est donc également concernée.

La stérilisation des instruments chirurgicaux est en effet depuis de nombreuses années une préoccupation majeure, afin d'éviter la transmission de germes pathogènes entre les patients et des patients à l'équipe soignante. Les normes françaises (*AFNOR 1, 2, 3, 4, Circulaire DGS/5C/DHOS/E2 n°2001-138 du 14 mars 2001, 20*) issues des recommandations de l'Organisation Mondiale de la Santé (*WHO, 66*), imposent des critères stricts à appliquer par précaution, car le risque infectieux des patients n'est pas toujours connu de façon précise. Ainsi, tous les instruments doivent être stérilisés systématiquement après chaque patient, en respectant un protocole clairement établi (*FERREC, 31*).

Les cycles répétés de stérilisation ne sont cependant pas sans effets sur l'instrumentation et ceci peut avoir des conséquences importantes en cas d'usure prématurée (*Figure 6*). Un instrument usé ou corrodé ne sera plus efficace, et risque d'entraîner le décollement d'un ou plusieurs brackets, compliquant ainsi nettement la tâche du praticien. De plus, le nombre parfois important de patients traités dans les cabinets d'orthodontie nécessite d'avoir un stock important d'instruments, avec des cycles de stérilisation continus. Or le coût des instruments n'est pas négligeable (environ 140 € par pince<sup>1</sup>), et un remplacement trop fréquent peut avoir un impact économique important.



**Figure 6 : Photographie d'une pince à couper les ligatures après 20 cycles de stérilisation**

Afin de réaliser ce travail, un partenariat a été établi entre le Service d'Orthopédie Dento-Faciale de la Faculté de Chirurgie Dentaire de Nancy, l'Institut Jean Lamour, équipe 206 de la Faculté des Sciences et Techniques de Nancy, et le Service de Stérilisation Centrale du CHU de Nancy-Brabois. L'objectif est d'étudier les phénomènes de corrosion et d'usure au fur et à mesure des cycles de stérilisation, en simulant une utilisation clinique par la coupe de fils de ligature.

---

<sup>1</sup> 143,19 € TTC pour une pince Dentaurum de référence 014-151-00 en 2008, d'après les tarifs du fournisseur.

Dans un premier temps (chapitre 2), le contexte de l'étude sera décrit, en effectuant des rappels concernant les aciers, la corrosion de ces aciers, ainsi que les normes de stérilisation et les cycles de stérilisation. Une revue bibliographique des différents travaux menés sur l'étude de l'usure et de la corrosion des instruments dentaires au cours de la stérilisation sera également réalisée, afin de mettre en évidence la problématique du sujet.

Le matériel et la méthode utilisés pour notre étude seront ensuite décrits au chapitre 3.

Dans le quatrième chapitre, les résultats obtenus après expérimentations seront détaillés, avec tout d'abord une caractérisation des pinces, par l'étude de l'aspect, de la composition, et de la dureté. Les produits de prédésinfection utilisés seront ensuite caractérisés du point de vue physico-chimique (composition et pH). Une étude de l'usure et de la corrosion des pinces au fur et à mesure des cycles de stérilisation sera ensuite menée, en simulant les conditions d'utilisation, suivie d'une étude électrochimique du comportement des pinces. Les résultats seront ensuite discutés au cinquième chapitre, avant de conclure et d'envisager les perspectives possibles de ce travail.

CHAPITRE 2 : Contexte de  
l'étude – Revue de bibliographie

Afin de poser les bases et de pouvoir correctement appréhender l'étude, une description de notions fondamentales doit être envisagée. Ceci mettra également en évidence la problématique et l'originalité du sujet.

## 1. Définitions

Virus : Il s'agit d'une entité biologique qui nécessite une cellule hôte, dont il utilise les constituants pour se multiplier (*FLEURETTE & al, 32, GALTIER, 33*).

Bactérie : Il s'agit d'un organisme vivant unicellulaire procaryote (caractérisée par une absence de noyau et d'organites) (*FLEURETTE & al, 32, GALTIER, 33*).

Prion : Il s'agit d'un type d'agent pathogène de nature protéique (constitué d'une protéine ayant adopté une conformation ou un repliement anormal) qui au contraire des agents infectieux conventionnels tels que les virus, les bactéries ou en encore les parasites, est exempt d'acide nucléique (ADN et ARN) comme support de l'information infectieuse (*FLEURETTE & al, 32, GALTIER, 33*).

## 2. Orthodontie et risque infectieux

BERY (14) rappelle que le respect de l'hygiène et de l'asepsie découle de l'article 62 du code de déontologie des chirurgiens-dentistes, ainsi que de l'article 3.1 : « Le chirurgien-dentiste ne doit en aucun cas exercer sa profession dans des conditions susceptibles de compromettre la qualité des soins et des actes dispensés, ainsi que la sécurité des patients. Il doit notamment prendre et faire prendre par ses adjoints ou assistants toutes dispositions propres à éviter la transmission de quelque pathologie que ce soit ».

La responsabilité en matière d'asepsie est fondée sur l'obligation de moyens.

RAHAL et MISSIKA (55) précisent que « l'installation des moyens techniques [...] doit répondre aux règles en vigueur concernant l'hygiène » (article 62).

Selon LEJOYEUX (44), le risque infectieux ne « s'affiche » pas toujours. La transmission des virus de l'immunodéficience humaine (VIH), des hépatites B et C, plus récemment du prion et

du nouveau variant de la maladie de Creutzfeldt-Jakob (nvMCJ), lié à la transmission de l'agent de l'Encéphalopathie Spongiforme Bovine (ESB : « maladie de la vache folle ») à l'homme par voie alimentaire, est à l'origine de mesures de précaution strictes lors des soins (*Circulaire n°138 de 2001, 20*).

Les instruments orthodontiques pouvant à tout moment entrer au contact des fluides physiologiques (salive, sang), ils doivent être stérilisables après chaque utilisation, ce qui implique qu'ils doivent être immergeables et thermorésistants (*ZEITOUN, 68*).

### 3. La chaîne de stérilisation des dispositifs médicaux

#### 3.1 La prédésinfection

Il s'agit d'une opération au résultat momentané permettant d'éliminer, de tuer ou d'inhiber les micro-organismes indésirables en fonction des objectifs fixés (*AFNOR, 1, 2, 3, 4*). Le résultat de cette opération est limité aux micro-organismes présents au moment de l'opération (*DROUHET, 28, Commission des dispositifs médicaux de l'Association Dentaire Française, 22*).

SILVIN (60) précise que la solution prédésinfectante est bactéricide et fongicide, parfois virucide. Elle doit avoir une action détergente. Le produit prédésinfectant ne doit pas contenir d'aldéhyde, car ils fixent les protéines et favorisent l'apparition d'un biofilm, défavorable à la stérilisation conseillée pour les Agents Transmissibles Non Conventionnels (ATNC, comme le prion).

Immédiatement après usage, les instruments sont immergés dans la solution de prédésinfection pendant le temps préconisé par le fabricant (22). Ceci permet d'éliminer les souillures et de réduire la quantité de micro-organismes présents sur le matériel pour éviter tout risque d'infection lors des manipulations. Les détergents désinfectants peuvent également être utilisés dans un bac à ultra-sons. En fonction de l'état de saleté du matériel traité, la solution doit être renouvelé quotidiennement ou chaque demi-journée.

#### 3.2 Le nettoyage

Le nettoyage est le moyen d'assainir l'environnement par une lutte constante et répétée contre les éléments naturels (*BASSIGNY, 8*). APAP (5) recommande, pour nettoyer les instruments

dentaires, d'utiliser la même solution que celle du bac de prédésinfection, à la même concentration. Il ajoute que la nécessité du rinçage entre prédésinfection et lavage devient discutable.

### 3.3 Le rinçage

Il permet d'éviter toute marque occasionnée par les traces résiduelles de désinfectant et se fait avec une eau exempte de sels minéraux (eau déminéralisée).

### 3.4 Le séchage

Un séchage parfait est indispensable afin d'éviter toute recontamination.

### 3.5 La lubrification

Des produits lubrifiants peuvent être appliqués sur les instruments par vaporisation (spray). Ils doivent être compatibles avec l'agent stérilisant ultérieur.

### 3.6 Le conditionnement

Il a plusieurs buts :

- Maintenir le faible pourcentage de contamination des instruments après leur nettoyage et avant la stérilisation.
- Permettre le contact entre les instruments à stériliser et la vapeur ou tout autre agent stérilisant.
- Maintenir l'état stérile des instruments après la stérilisation.
- Ne pas altérer la qualité et le bon fonctionnement des instruments conditionnés.
- Permettre de débiller l'instrumentation facilement et aseptiquement (*BASSIGNY*, 8, *MISSIKA et al.*, 52).

### 3.7 La stérilisation

« C'est la mise en œuvre d'un ensemble de méthodes et de moyens visant à éliminer tous les micro-organismes vivants de quelque nature que ce soit portés par un objet parfaitement nettoyé » (*GALTIER, 33*).

La stérilité est l'absence de tout microorganisme viable. Pour qu'un dispositif ayant subi une stérilisation puisse être étiqueté « stérile », la probabilité théorique qu'un microorganisme viable soit présent doit être inférieure ou égale à 1 pour  $10^6$  (*CHAUDIER-DELAGE, 19, DROUHET G., MISSIKA P., 29*).

Le seul moyen actuellement recommandé par le Ministère de la Santé ainsi que par l'OMS est la stérilisation par la vapeur d'eau à l'aide d'un autoclave pour charge poreuse permettant d'obtenir une température de stérilisation de 134°C pendant une durée d'au moins 18 minutes (*CHAUDIER-DELAGE, 19, circulaire n°138 de 2001, 20, ministère de la santé, 49, WHO, 66*).

### 4. Risques de corrosion au cours du cycle de stérilisation

La plupart des instruments métalliques sont fabriqués en acier inoxydable. Cependant, aucun acier n'est véritablement incorrodable. L'acier dit inoxydable se protège lui-même en formant une couche d'oxyde superficielle appelée couche de passivation. La résistance à la corrosion d'un acier inoxydable est directement liée à sa composition chimique, à son état métallurgique (taille de grains, phase secondaire...), au milieu réactionnel (présence de chlorures et température, par exemple) (*BERANGER & MAZILLE, 13*).

La corrosion fait partie des processus de destruction chimique que peut subir un corps solide sous l'effet du milieu où il se trouve. Ainsi, *ELIADES* et *ATHANASIOU (30)* expliquent que l'oxydation du nickel dans les alliages composant les dispositifs orthodontiques peut entraîner un relargage et ainsi des conséquences sur la biocompatibilité des alliages. Ils ajoutent cependant qu'il existe actuellement un manque de données reliant directement la prévalence d'effets néfastes liés au nickel chez les patients non hypersensibles, et l'insertion de dispositifs orthodontiques.

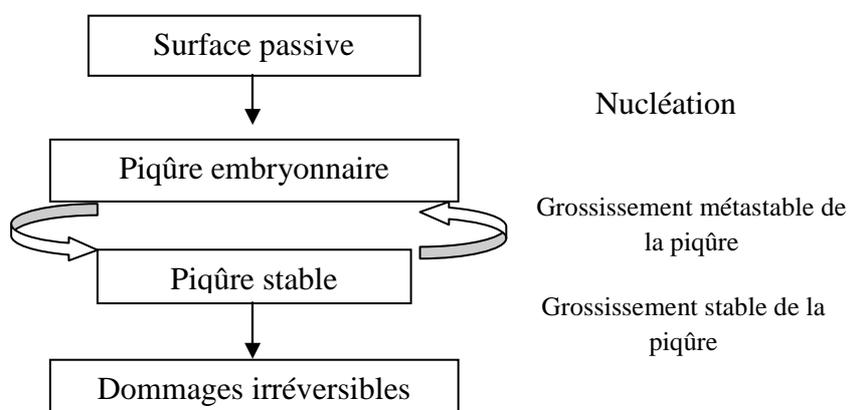
Plusieurs facteurs interviennent dans la corrosion (*MISSIKA, 52*):

- La qualité de l'eau (pH, température, minéralisation, chloration) :
  - o Les résidus de chlore s'unissent à la vapeur dans l'autoclave pour former de l'acide chlorhydrique. Le chlore et ses dérivés génèrent de la corrosion par piqûre.
  - o Les détergents dont le pH est supérieur à 8,5 peuvent dissoudre la couche d'oxyde de chrome.
  - o Selon MASUNAGA (47), la température en elle-même n'est pas la cause de la corrosion, mais elle accélère le processus en augmentant la vitesse des réactions électrochimiques.
- La qualité du matériel et principalement sa finition.
- L'utilisation de brosses dures, de bains suffisamment renouvelés.
- L'utilisation de bacs de trempage en aluminium.
- Le contact entre instruments composés d'alliages différents, suite à la formation de pile de corrosion galvanique.

Différents modes de corrosion peuvent se rencontrer au niveau des pinces orthodontiques :

- Corrosion généralisée (*ROCHAIX, 58*) : La plus répandue. Elle concerne toute la surface de l'objet exposé à l'environnement. Elle peut être :
  - o Uniforme : La surface entière du métal sert à l'oxydation et à la réduction, sans distinction des sites anodiques et cathodiques. Elle fait intervenir un seul métal.
  - o Galvanique : Cette corrosion se rencontre lorsque deux métaux différents sont en contact ou reliés électriquement dans un milieu corrosif aqueux. Il faut donc éviter les associations métalliques, et en particulier il convient, en clinique, de ne pas mélanger des instruments de compositions différentes lors des étapes du cycle de stérilisation.
- Corrosion localisée : On distingue plus précisément la corrosion par piqûres, la corrosion par aération différentielle et la corrosion par attaque microbienne.
  - o La corrosion par piqûres : Cette corrosion s'amorce au niveau des défauts de surface ou d'inclusions de certains éléments (cas du sulfure de manganèse dans les aciers inoxydables par exemple). La corrosion par piqûres correspond à l'attaque locale d'une surface passive. Elle se manifeste par l'apparition de petites cavités alors que la surface reste intacte. Les piqûres ainsi formées peuvent devenir très profondes et conduire jusqu'à la perforation du matériau. Pour que ce type d'attaque se produise, 3 étapes successives doivent être franchies avec, pour chacune d'elle, un certain nombre de

conditions (BAROUX 6, Figure 7). Sa fréquence et sa rapidité augmentent avec la concentration en ions chlorures du milieu (ROCHAIX, 58).



**Figure 7 : Les différentes étapes de la piqûration (d'après BAROUX, 6)**

Les inclusions non métalliques (par exemple, les sulfures), les précipités (par exemple, les carbures), les dislocations et joints de grains sont reconnus comme étant des sites d'initiation de piqûres. Les précipités de carbures diminuent la capacité des alliages à former des couches protectrices et créent ainsi des sites d'attaques localisées. Le nombre de ces précipités peut cependant être minimisé au cours des traitements thermiques (recuit par exemple). Pour les inclusions, il existe plusieurs mécanismes. Tout d'abord, ces dernières possèdent généralement des ductilités différentes de celle de la matrice, ce qui peut entraîner progressivement une micro-décohésion à l'interface métal/inclusion et donc créer là aussi un site d'attaque préférentielle. Un autre mécanisme peut être la dissolution, même incomplète, d'une inclusion avec impossibilité de repassivation due aux conditions locales du milieu. La dissolution peut s'expliquer par l'adsorption d'ions chlorures par l'inclusion dans un 1<sup>er</sup> temps, puis par la formation d'un complexe, instable en milieu aqueux, qui va alors se dissocier.

Tout comme les dislocations, les joints de grains sont des défauts présents en surface susceptibles d'être des zones privilégiées d'amorce de piqûres. Dans le cas d'alliages binaires du type acier inoxydable, les piqûres se forment particulièrement aux joints de grains.

Cependant, la piqûration n'est souvent pas imputable à un seul phénomène, et d'autres facteurs tels le pH, la température ou la concentration en espèces agressives interviennent également. Ceci montre l'importance de connaître les caractéristiques des produits utilisés ainsi que les paramètres des différentes étapes du cycle de stérilisation.

- Corrosion par aération différentielle : Ce type de corrosion se rencontre lorsqu'il y a une dissymétrie de concentration en dioxygène dans la solution aqueuse. Lorsqu'un instrument est partiellement immergé, la partie immergée (la moins oxygénée) se transforme en anode et la partie proche de la surface en cathode. Une différence de potentiel apparaît. L'anode (partie moins aérée) sera attaquée par une corrosion ponctuelle sévère. En pratique clinique, cette corrosion pourra se rencontrer si des instruments ne sont pas totalement immergés dans le bac de prédésinfection, ce qui peut parfois arriver lorsque le nombre d'instruments excède la capacité du bac.
- La corrosion par attaque microbienne : Les bactéries interviennent soit directement sur les sites anodiques ou cathodiques, soit indirectement en modifiant la résistance des films protecteurs des métaux, soit en créant leur propre milieu corrosif.
- Autres formes de corrosion : Bien qu'ayant leur propre spécificité, les autres formes de corrosion aboutissent le plus souvent aux mécanismes de pile (*ROCHAIX, 58*). On distingue :
  - La corrosion intergranulaire : Due à l'appauvrissement en chrome aux limites de grains des aciers inoxydables, suite à la précipitation de carbures de chrome.
  - La corrosion au niveau d'une soudure qui met en présence des matériaux différents et en modifie les caractéristiques métallurgiques et mécaniques.
  - La corrosion par érosion : Elle concerne les installations soumises à un fluide en mouvement. Selon la nature du matériau et selon notamment qu'il est recouvert d'un film protecteur ou non, la corrosion due à l'érosion aura une configuration et une vitesse différentes.
  - La corrosion sous contrainte : Le matériau est dans un milieu corrosif et subit une contrainte. La conséquence en est souvent une rupture ou la création rapide de fissures. Un mauvais procédé de fabrication ou une mauvaise manipulation d'un instrument peut entraîner une autre forme de corrosion qui conduit à la fissuration du matériel par les tensions internes ou externes induites. Les tensions provoquées par les montées en température et les refroidissements successifs peuvent également provoquer des fissurations ou des détériorations des articulations. Ce phénomène est d'autant plus marqué que les instruments sont composés de pièces en alliage différent associant l'acier inoxydable, l'aluminium ou le cuivre... La présence d'ions chlorures dans l'eau peut favoriser la corrosion par fissuration.

## 5. Précautions à respecter pour éviter la corrosion au cours de la stérilisation

Les risques de corrosion ne sont pas négligeables et le tranchant des pinces semble mal protégé. **Plusieurs consignes simples permettent de limiter le phénomène de corrosion des instruments** (BASSIGNY, 8) :

- Renouveler régulièrement (tous les jours) la solution de prédésinfection : ceci permet de maintenir une efficacité maximale. Dans le cas contraire, sa concentration augmente par évaporation.
- Ne pas introduire simultanément dans le bain de prédésinfection des instruments en parfait état et des instruments corrodés. En effet, la différence d'état de corrosion (actif/passif) peut générer une corrosion galvanique sur les instruments.
- Nettoyer correctement les instruments et surtout les zones peu accessibles au nettoyage dans lesquelles s'accumulent les dépôts, ce qui pourrait entraîner une corrosion par aération différentielle.
- Les instruments neufs doivent être nettoyés avant leur première stérilisation.
- Les instruments articulés doivent être nettoyés et stérilisés en position ouverte au premier cran.
- Lors du rinçage, la température la plus favorable est comprise entre 70 et 90°C, ce qui facilite le séchage ultérieur. Si les instruments présentent des taches de corrosion, la température de rinçage doit être limitée à 70 ou 75°C. Les instruments doivent être séchés immédiatement après le rinçage (ZEITOUN, 68).
- Les charnières des pinces doivent être lubrifiées avant le passage à l'autoclave.
- Ne pas placer simultanément dans l'autoclave des instruments composés d'alliages différents, en particulier si certains sont recouverts de chrome et d'autres non, sous peine de formation d'un couplage galvanique. Cet effet est cependant maintenant limité par le conditionnement de chaque pince en sachet individuel. Le CCLIN (*Comité de Lutte Contre Les Infections Nosocomiales*, 17) recommande de ne pas utiliser d'instruments chromés.

## 6. Propriétés des aciers inoxydables

Les aciers inoxydables ont été mis au point pour résoudre les problèmes de corrosion humide posés par les alliages ferreux (*BERANGER, 12*). Ils sont définis comme des aciers titrant plus de 10,5% de chrome, moins de 1,2% de carbone et contenant éventuellement d'autres éléments d'alliages (norme européenne NF EN 10088-1).

La résistance à la corrosion humide des aciers inoxydables est due à un phénomène de passivité. *POURBAIX (54)* définit la passivité comme l'état d'un matériau dont la corrosion sous l'action du milieu environnant est empêchée par certaines modifications de sa surface. Pour des teneurs en chrome supérieures à 10-11%, il se forme à la surface du métal une couche passive mince (1 à 5 nm) à base d'oxyde de chrome et de fer hydraté. Sans être parfaitement étanche, elle protège cependant le métal et ralentit très fortement la vitesse de corrosion pour la rendre compatible avec une utilisation industrielle. Le diagramme potentiel-pH du chrome (*Figure 8*) montre que l'oxyde  $\text{Cr}_2\text{O}_3$  est stable entre les pH 5 et 12, pour une concentration en chrome dissous  $C_0$  de  $10^{-6} \text{ mol.L}^{-1}$  (correspondant à la corrosion débutante). Cette couche est stable dans le milieu corrosif pour un certain domaine de potentiel et de pH (entre 5 et 12).

Du point de vue cinétique, ceci explique l'apparition d'un palier de passivation sur la courbe  $I=f(E)$  (*COLOMBIE, 21*). Apparaissent donc 3 domaines dits d'activité, de passivité et de transpassivité. Si la teneur en chrome augmente, la longueur du palier de passivation augmente et son courant s'abaisse (*Figure 9*). En présence d'ions agressifs tels que les chlorures, le domaine passif s'arrête suite à la reprise de la corrosion (avec une augmentation rapide du courant), à partir d'un potentiel appelé potentiel de piqûration ( $E_p$ ). Concrètement, plus  $E_p$  est élevée et plus la résistance à la piqûration augmente. Ce potentiel de piqûration augmente (*Figure 10*) si la teneur en chrome augmente.

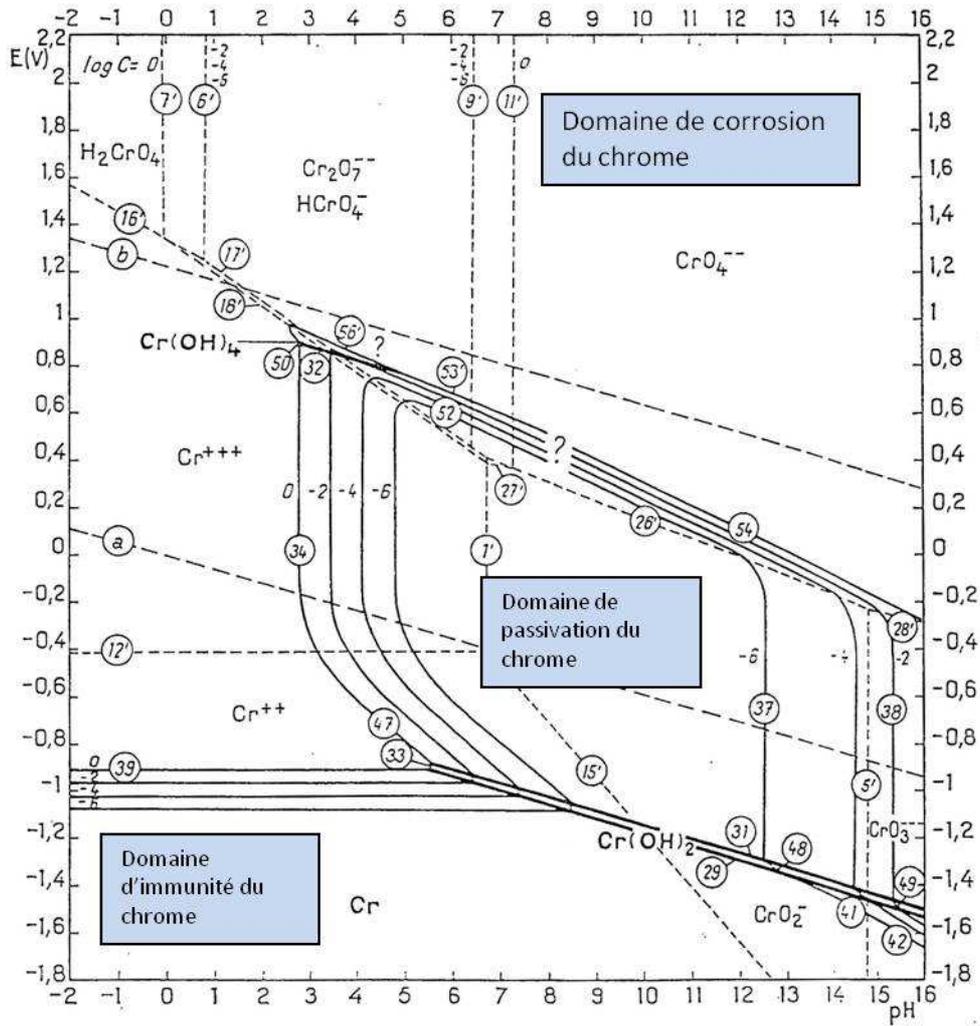


Figure 8 : Diagramme d'équilibre tension-pH du système chrome-eau, à 25°C (d'après POURBAIX, 54)

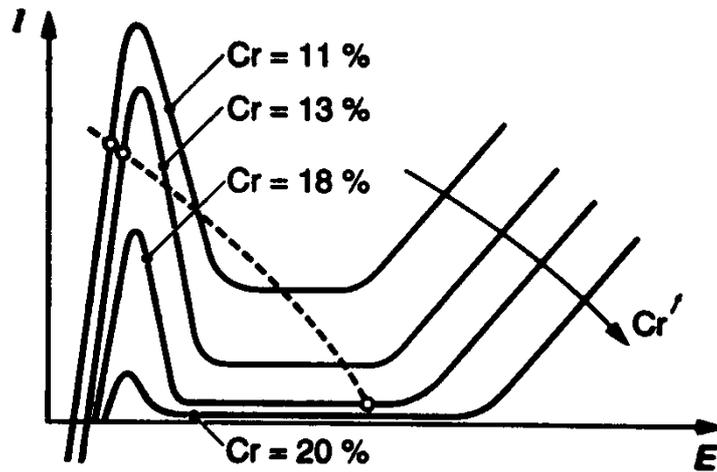
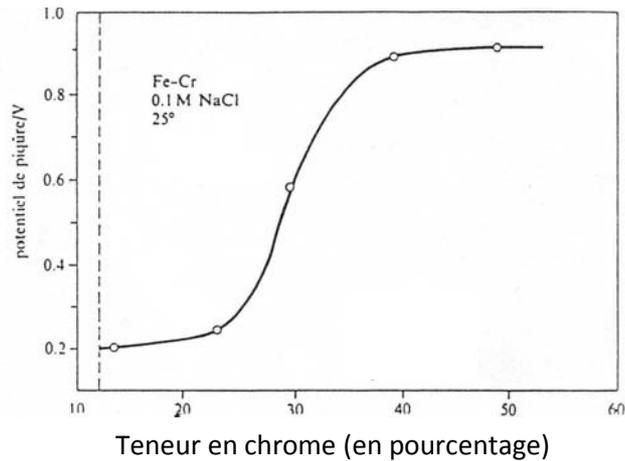


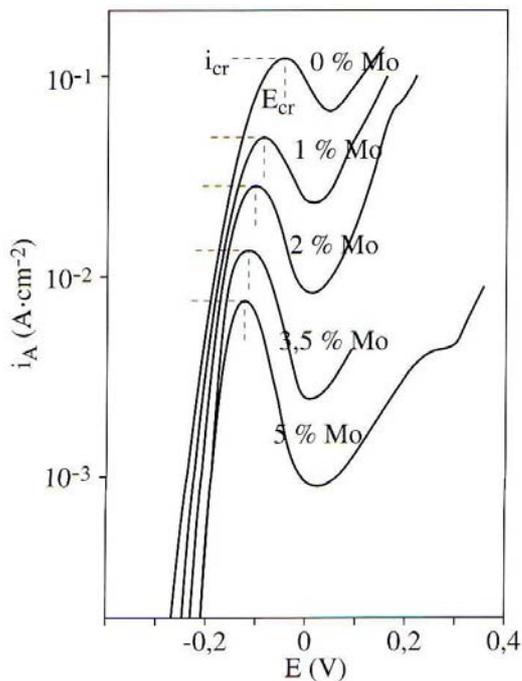
Figure 9 : Influence de la teneur en chrome sur les courbes anodiques des aciers inoxydables (d'après COLOMBIE, 21)



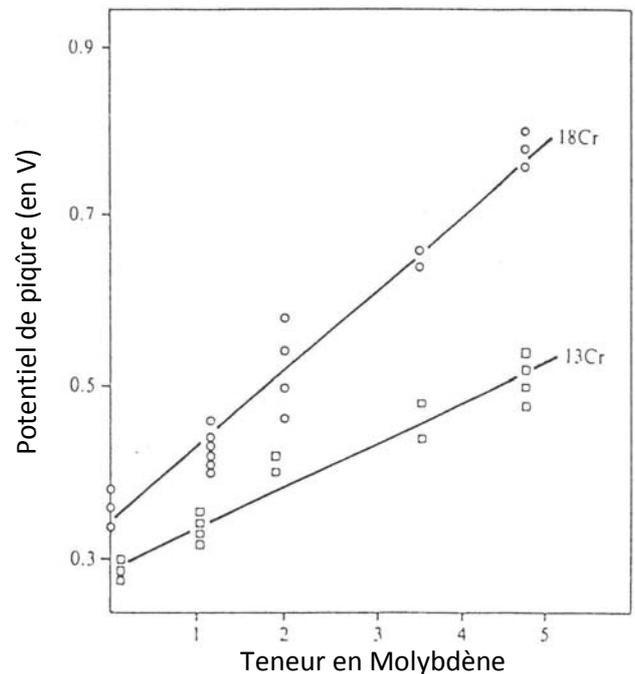
**Figure 10 : Potentiel de piqûre d'alliages binaires Fe-Cr dans une solution de NaCl à 0,1M, à 25°C en fonction de leur teneur en chrome (d'après POURBAIX, 54)**

L'addition de molybdène aux aciers inoxydables, à raison de quelques pourcents, améliore la qualité du film passif, en particulier en milieux chlorurés et acides. Le molybdène ajouté aux alliages passivables a un triple effet :

- Il diminue la densité du courant critique de passivation.
- Il augmente le potentiel de piqûration.



**Figure 11 : Influence de la teneur en molybdène sur un acier à 13% de chrome (d'après LIZLOVS & BOND, 45)**



**Figure 12 : Influence de la teneur en molybdène sur le potentiel de piqûre d'alliages Fe-13Cr et Fe-18Cr dans une solution de NaCl à 1M, à 25°C (d'après LIZLOVS & BOND, 45)**

Les Figures 11 et 12 illustrent ce phénomène. Le chrome et le molybdène agissent en synergie, les meilleurs comportements étant observés pour les teneurs élevées de ces 2 éléments (LIZLOVS & BOND, 45).

- Il augmente le temps d'incubation des piqûres.

Le molybdène peut également entraîner la formation d'oxyde  $\text{MoO}_3$  protecteur malgré les fortes concentrations en  $\text{Cl}^-$ , l'importante acidité et l'environnement peu oxydant (POURBAIX, 54).

Du titane peut également être ajouté. Le titane et le chrome formant des sulfures stables, ils empêchent ainsi l'apparition d'autres sulfures initiateurs de piqûres. BAROUX (6) montre qu'un alliage sans titane voit son potentiel de piqûration diminuer avec le pH, alors que le composé contenant du titane voit son potentiel de piqûration rester constant quel que soit le pH.

La Figure 13 récapitule le rôle des différents éléments d'alliage sur le comportement électrochimique des aciers.

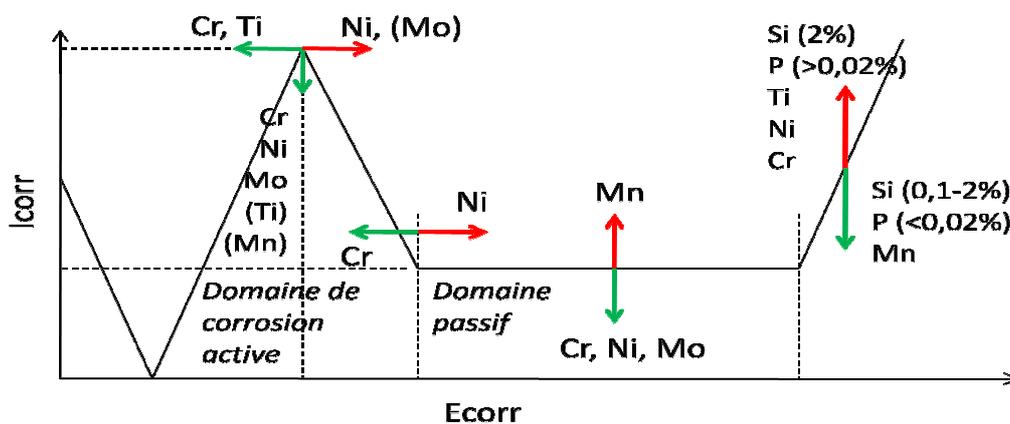


Figure 13 : Influence de différents éléments d'alliage sur le comportement électrochimique d'un acier (d'après WEBER, 65)

Légende : — : influence positive — : influence négative ( ) : faible influence

En fonction de la composition, plusieurs aciers inoxydables sont couramment distingués (Tableau 1), avec une dénomination qui varie selon les classifications française (AFNOR : Agence Française de NORmalisation), européenne (EN), ou américaine (AISI : American Iron and Steel Institute déterminée par l'ASTM : American Society for Testing and Material): X correspond au carbone, et le chiffre associé à la teneur, par exemple X2 signifie 0,02% de carbone. L signifie *low carbon* (basse teneur en carbone), H signifie *High carbon* (haute teneur en carbone).

**Tableau 1 : Dénominations des aciers inoxydables selon les classifications (d'après COLOMBIE, 21)**

AFNOR NF A 35573 (France)	EN 10027 (européenne)	AISI (États -Unis)	Composition								
			% C	% Cr	% Ni	% Mo	% Si	% Mn	% P	% S	Autres
X12CrNi18-09	Z10CN18-09	302	0,12	16 à 18	6 à 8	—	1	2	0,04	0,03	—
X12CrNi18-08	Z10CNF18-09	303	≤ 0,12	17 à 19	8 à 10	0,6	1	2	0,06	≥ 0,15	—
X5CrNi18-09	Z6CN18-09	304	0,07	17 à 19	8 à 10	—	1	2	0,04	0,03	—
X2CrNi18-09	Z2CN18-10	304 L	0,03	17 à 19	9 à 11	—	1	2	0,04	0,03	—
X5CrNi19-11	Z8CN18-12	305	0,1	17 à 19	11 à 13	—	1	2	0,04	0,03	—
X7CrNi23-14	Z12CNS25-13	309	0,2	22 à 25	11 à 14	—	1	2	0,04	0,03	—
X12CrNiSi25-20	Z12CNS25-20	310	0,15	23 à 26	18 à 21	—	1	2	0,04	0,03	—
X5CrNiMo18-10	Z6CND17-11	316	0,07	16 à 18	10 à 12,5	2 à 2,5	1	2	0,04	0,03	—
X2CrNiMo18-10	Z2CND17-12	316 L	0,03	16 à 18	10,5 à 13	2 à 2,5	1	2	0,04	0,03	—
X10CrNiMoTi18-10	Z6CNDT17-12	316 Ti	0,1	16 à 18	10,5 à 13	2 à 2,5	1	2	0,04	0,03	Ti . 5 C ; Ti . 0,6
X10CrNiTi18-09	Z6CNT18-10	321	0,12	17 à 19	10 à 12	—	1	2	0,04	0,03	Ti . 5 C ; Ti . 0,6
X7Cr13 1.4003	Z6C13	403	0,08	11,5/13,5	—	—	1	1	0,04	0,03	—
X10Cr13 1.4006	Z12C13	410	0,08/0,15	11,5/13,5	—	—	1	1	0,04	0,03	—
X12CrS13	Z12CF13	416	0,08/0,15	12 à 14	0,5	0,15/0,6	1	1,5	0,06	≥ 0,15	—
X20Cr13	Z20C13	420	0,16-0,25	12	—	—	≤ 1	≤ 1,5	≤ 0,04	≤ 0,015	—
X30Cr13	Z30C13	420 B	0,3	12 à 14	—	—	1	1	0,04	0,03	—
X6Cr17	Z8C17	430	0,08	16/18	0,5	—	1	1	0,04	0,03	—
X12CRMO ®S17	Z10CF17	430 F	0,12	16/18	0,5	0,2/0,6	1	1,5	0,06	≥ 0,15	—
X22CrNi17	Z15CN16-02	431	0,1/0,2	15/17	1,5/3	—	1	1	0,04	0,03	—
X105CRMO ®17	Z100CD17	440 C	1	17	—	—	—	1	—	—	—

Les aciers inoxydables usuels sont répertoriés ci-dessous :

- X2CrNi18-10 (AISI 304L) : C : 0,02 %, Cr : 17 à 19 %, Ni : 9 à 11 %, cet alliage est utilisé pour la réalisation d'ouvrages de toutes qualités (couverts alimentaires, ustensiles de cuisine, et cuves et appareils agroalimentaire) ;
- X2CrNiMo17-12 (AISI 316L) : C : 0,02 %, Cr : 16-18 %, Ni : 11-13 %, Mo : 2 %, cet alliage est utilisé dans les industries chimiques, pharmaceutiques, pétrolières, agro-alimentaires et aussi en milieu nautique. La présence de molybdène lui confère une meilleure résistance à la corrosion en milieu acide et par piqûres que son homologue AISI 304L;
- X8Cr17 (AISI 430) : C : 0,08 %, Cr : 16-18 %, cet alliage est utilisé pour les articles de ménage, l'électroménager, les éviers ;
- X6CrTi12 (AISI 409) : C : 0,06 %, Cr : 11-13 %, Ti, cet alliage est utilisé dans les échappements automobiles, fourneaux etc.

Les normes d'autres pays existent également mais sont peu connues internationalement.

## 7. Usure des instruments dentaires

Un mouvement relatif entre un objet et son milieu, gazeux, liquide ou solide, provoque des forces mécaniques aux environs de l'interface (*LANDOLDT, 43*). Souvent, ces forces entraînent une usure de l'objet par une perte progressive de matière en surface. Des phénomènes de corrosion ont fréquemment lieu en relation avec l'usure. La synergie qui en résulte conduit à l'altération rapide du matériau. On distingue deux catégories principales d'usure :

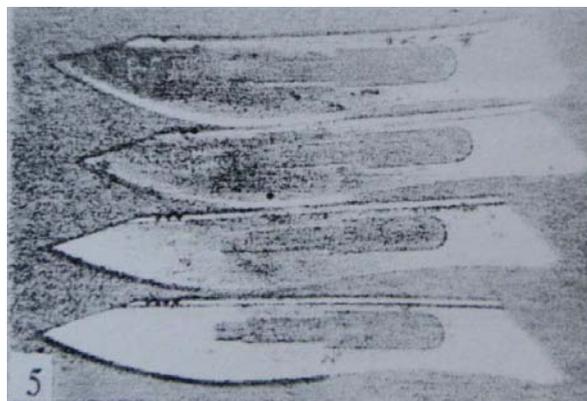
- L'usure due aux impacts et aux fluides,
- L'usure due au frottement entre corps solides, ce qui est le cas lors de la coupe fil de ligature à l'aide d'une pince coupante.

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

## 8. Etude bibliographique concernant les instruments dentaires

En 1965, CUSTER et ADDINGTON (25) cherchaient à déterminer si la stérilisation par la chaleur humide entraînait une réduction de la dureté des instruments dentaires, par rapport à la stérilisation à froid. Ils testaient ainsi différentes méthodes de stérilisation avec différents instruments en acier inoxydable ou en acier enrichi de carbures. Ils ont conclu qu'après 25 cycles de stérilisation, les instruments plongés dans une solution de prédésinfection puis passés à l'autoclave ne montraient pas de signes de coloration et « pouvaient facilement être confondus avec des instruments neufs, non utilisés », ceci aussi bien pour les instruments en acier inoxydable que pour ceux en acier carboné.

En 1968, CUSTER et ANDERSEN (26) ont poursuivi cette étude en prenant 25 lots de 5 instruments chacun, en leur faisant subir une utilisation clinique grâce aux étudiants présents dans la clinique de l'Université de Washington, à Saint Louis, et en leur faisant subir 5 méthodes de stérilisation différentes. Ils ont conclu que la corrosion ou d'autres changements nuisibles de la surface des instruments pouvaient être évités par l'utilisation d'un bain d'émulsion protecteur à base d'amine (sans benzoate de sodium) avant la stérilisation à l'autoclave. L'article ne précise cependant pas le rôle exact de l'amine. Le benzoate peut, lui, être considéré comme inhibiteur selon BEUCLER-BOUR (15) et RAPIN (56).



**Figure 14 : Instruments utilisés dans l'étude de CUSTER & ANDERSEN (26)**

CUSTER et COYLE (27), en 1970, tentèrent de déterminer les effets de la stérilisation répétée sur la dureté de l'acier des instruments dentaires. Ils mesurèrent ainsi la dureté KNOOP de 60 pioches à doubles extrémités constituées de 4 types d'aciers, et soumises à différents modes de stérilisation (autoclave à chaleur humide, stérilisation par la chaleur sèche et stérilisation à froid). Leurs conclusions montrent que la dureté des instruments diminue significativement au fur et à mesure des cycles de stérilisation, et plus particulièrement pour

les instruments en acier inoxydable enrichi en carbures après stérilisation par chaleur sèche (Tableau 2).

**Tableau 2 : Variations moyennes de la dureté des instruments au cours de la stérilisation (d'après CUSTER & COYLE, 27)**

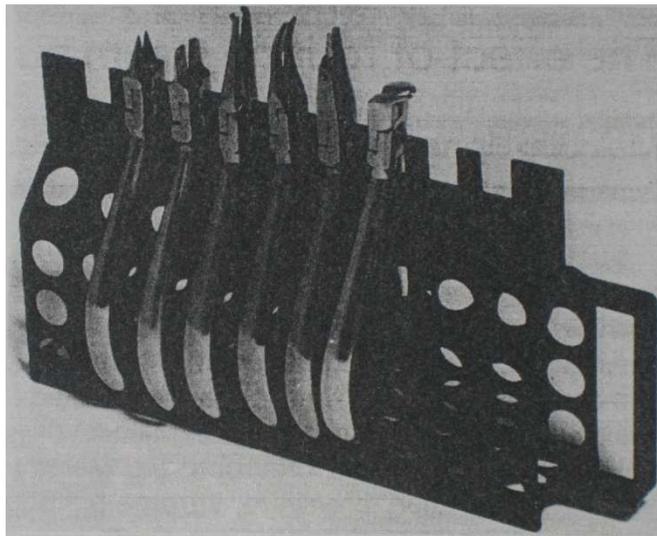
**Les signes – et + indiquent une augmentation ou une diminution de la dureté moyenne**

Types d'aciers et numéros de cycles de stérilisation	Variations moyennes de la dureté knoop en fonction du type de stérilisation		
	Autoclave	Chaleur sèche	Chlorure de benzalkonium
Acier enrichi en micrograins			
Cycles 0-15	-23,4	-47,7	-20,7
Cycles 15-30	+3,8	-3,5	+4,7
Acier enrichi en carbures			
Cycles 0-15	-16,2	-81,2	-6,7
Cycles 15-30	+1,6	-5,5	-8,4
Acier enrichi en carbures électrolysés			
Cycles 0-15	-18,1	-75,0	+7,4
Cycles 15-30	+1,1	-18,2	-12,2
Acier inoxydable			
Cycles 0-15	+4,8	-42,6	+7,5
Cycles 15-30	-13,0	+1,7	-20,9

JONES et ORTH (39), en 1989 également, ont entamé des recherches concernant l'effet de la stérilisation sur les pinces orthodontiques. Ils ont ainsi constitué 4 groupes de 6 pinces utilisées en pratique orthodontique courante : une pince Mosquito, une pince à couper les ligatures, une pince à torque, une pince de TWEED, une pince pour arcs légers et une pince à couper distale. Chacun des 4 groupes était soumis à un mode de stérilisation différent, le groupe 1 étant le groupe contrôle, non utilisé. JONES et ORTH ont conclu que le passage à l'autoclave n'endommage pas plus les pinces que la stérilisation à froid au fauteuil. Cette étude suggérait que les instruments chromés sont préférables à ceux en acier inoxydable, du fait de leur aspect brillant et de la corrosion limitée. Les auteurs précisent toutefois que cette conclusion dépend de l'intégrité de la couche de chrome au cours de l'utilisation clinique.

Cette étude a été poursuivie en 1993 par JONES, PIZARRO et BLUNDEN (40), mais cette fois avec des pinces en acier inoxydable chirurgical, des pinces chromées et des pinces chromées bon marché. Pour chacun de ces 3 groupes, 4 lots de 6 pinces différentes sont formés (Figure 15). Au total, 72 pinces sont utilisées. Le but est d'étudier l'effet de la stérilisation en routine à l'autoclave sur les pinces orthodontiques. Pour cela, les pinces sont

utilisées régulièrement en clinique, puis subissent un cycle complet de stérilisation comprenant un lavage à 60°C en machine, un séchage de 5 minutes à l'air chaud et un passage à l'autoclave avec un palier à 136°C de 3,5 minutes. 20 cycles sont réalisés au minimum. Les auteurs ont observé que les pinces les moins affectées par la stérilisation sont les pinces en acier inoxydable. Les pinces chromées présentent une tendance plus importante à la corrosion et à la coloration. Ils concluent ainsi que les pinces en acier inoxydable chirurgical sont les plus appropriées pour l'utilisation clinique lorsque la stérilisation est effectuée au moyen d'un autoclave. La composition de l'acier inoxydable n'est toutefois pas précisée dans l'article.



**Figure 15 : Vue des 6 pinces sur l'un des supports utilisé dans l'étude (d'après JONES & al., 40)**

Toujours en 1993, MILLER (48) explique que le nettoyage est l'étape initiale indispensable avant la stérilisation, car il rend cette dernière plus facile. Il poursuit ses recherches en 2002 et précise que le but du traitement des instruments n'est pas seulement de stériliser ces instruments, mais de conserver l'état stérile de ces instruments jusqu'au fauteuil, en évitant ainsi toute recontamination.

GEISSANT, en 1992 puis 1996 (34), rappelle les caractéristiques des différents aciers inoxydables constituant les pinces orthodontiques. Elle définit ensuite les principaux types de corrosion, leurs modes d'action et les différents milieux corrosifs pouvant affecter les pinces ainsi que les moyens permettant de diminuer cet inconvénient. GEISSANT rappelle enfin les conséquences des différents moyens de stérilisation sur les pinces orthodontiques, à savoir principalement la perte du tranchant des pinces, ainsi que la corrosion, généralisée ou par piqûre.

En 1996, PAYNE (53) explique que notre objectif est de réduire le nombre d'organismes pathogènes à un niveau permettant à notre corps de résister à une infection et permettant d'éviter une contamination croisée. Il ajoute que, contrairement à MILLER, notre but n'est pas de maintenir la stérilité de la salle clinique.

REYNAUD et al. (57), en 1997, ont effectué une étude de la corrosion des aciers de l'instrumentation chirurgicale. Ils ont en effet constaté une corrosion très rapide lors de l'utilisation d'instruments chirurgicaux du type « acier inoxydable » (sans détailler ce type dans l'article). Cette corrosion se manifeste par l'apparition de dommages tels que grippages d'articulations, taches, auréoles, cassures de pinces, perte du pouvoir tranchant... , ce qui amène un coût de fonctionnement accru. Selon REYNAUD et al. , la corrosion semble provenir de l'association de processus complexes fortement liés les uns aux autres : la nature et l'état de surface des aciers inoxydables utilisés, les milieux aqueux de prédésinfection et lavage, enfin la vapeur lors des cycles de stérilisation. Les auteurs ont mis en place un protocole comprenant un groupe d'instruments témoins et un groupe d'instruments expérimentaux. Les instruments expérimentaux ont été utilisés en routine au Centre Hospitalier Régional d'Orléans (CHRO) puis ont été soumis aux procédures de traitement « recommandées par la littérature et les normes » :

- Prédésinfection par trempage.
- Tri puis lavage manuel ou en machine.
- Conditionnement en boîtes à filtres et/ou emballage papier.
- Stérilisation vapeur dans des stérilisateur certifiés requalifiés chaque année.

Les instruments ont été analysés par le Centre de Recherche sur la Matière Divisée (CRMD) après 20, 40, 60, 80, 100 cycles de traitement complets.

Les auteurs concluent que des critères propres aux matériaux des instruments doivent être pris en compte lors du choix de ces instruments : type et origine de l'acier inoxydable, traçabilité du traitement thermique subi selon la finition de surface souhaitée. La nature des principes actifs et excipients des produits de lavage doit également être connue.

Au cours du Congrès du 29 janvier 1998 (62), les membres du Syndicat National de l'Industrie des Technologies Médicales (SNITEM) se sont intéressés au « Cycle de vie d'un instrument de chirurgie ». Ils définissent la corrosion comme la dégradation des matériaux sous l'effet du milieu ambiant. Dans le cas des matériaux métalliques, elle est provoquée par des réactions qui se produisent à l'interface matériau-environnement et qui sont de nature électrochimique. D'autre part, les membres du SNITEM recommandent de ne plus opérer

avec des instruments en acier chromé, du fait du risque de corrosion avec les autoclaves et les poupinels. Ils ont, par ailleurs, effectué une étude de l'influence des procédés d'inactivation chimique des Agents Transmissibles Non Conventionnels (ATNC) sur les instruments chirurgicaux. Trois types d'instruments métalliques (pinces en cœur, ciseaux-mono-courbe, ciseaux iridectomie) et quatre types d'instruments mixtes (métallique et plastique : porte-électrodes formé de 2 pièces, électrodes couteaux, électrodes aiguilles) ont été testés. Ils étaient réalisés à partir de cinq principaux types de matériaux, à savoir : aciers inoxydables martensitiques, austénitiques, laiton nickelé-chromé, polyéthylènes chlorés et polyacétal. Les instruments ont été testés dans l'eau de Javel et dans la soude. Les conclusions, après observation au microscope électronique à balayage, sont qu'aucun des cinq matériaux ne supporte sans endommagement les immersions répétées dans l'eau de Javel. Ce type d'inactivation n'est donc pas recommandé. D'autre part, dans le cas des matériaux métalliques, les trois types supportent des immersions répétées dans la soude, à condition que la solution soit préparée avec de l'eau déminéralisée exempte de chlorures. Dans le cas des matériaux plastiques, l'un des deux polyéthylènes chlorés testés a subi une dégradation dans la soude après plusieurs dizaines de cycles d'immersion.

En mai 2002, VENDRELL et al. (64) ont étudié l'effet de la chaleur humide et de la chaleur sèche sur la résistance des pinces à couper les ligatures. Pour cela, ils ont effectué des cycles de coupe de fils de ligature suivie d'une stérilisation, soit par chaleur sèche au moyen d'un poupinel, soit à l'aide d'un autoclave utilisant la chaleur humide. Les mors des pinces ont été observés après 6 et 12 cycles à l'aide d'un microscope optique, et photographiés. Les auteurs concluent que la stérilisation par la chaleur humide peut être utilisée sans effet délétère sur les pinces, à condition que les mors soient en acier inoxydable.

En septembre 2004, WICHELHAUS et al. (67) ont comparé les effets sur les instruments orthodontiques de la stérilisation par la chaleur sèche et de la stérilisation par ultrasons avec un agent désinfectant (Sekusept Extra N). Ils ont pour cela utilisé 10 pinces à couper distales et 10 pinces de WEINGART, provenant de 3 fournisseurs différents : Aesculap®, ETM® et Hu-Friedy® (*Figure 16*). Ces pinces ont été soumises à 500 cycles de stérilisation. Les auteurs concluent, après observation au microscope optique à un grossissement x5, que la stérilisation par la chaleur sèche entraîne moins de corrosion que la désinfection à froid. Cette observation est cependant qualitative. Ils observent par ailleurs une corrosion différente selon le type de stérilisation : corrosion de surface pour la stérilisation par chaleur sèche, et piqûre dans le cas de la désinfection à froid. Cette piqûration serait due à des éléments corrosifs tel le

glutaraldéhyde, et au chlorure de benzalkonium. Toutefois les auteurs précisent qu'ils ont eu des difficultés à classer les différentes pinces, et que la soudure, entre la partie coupante et le manche des pinces, semble être la partie la moins résistante, en particulier pour les pinces Hu-Friedy.

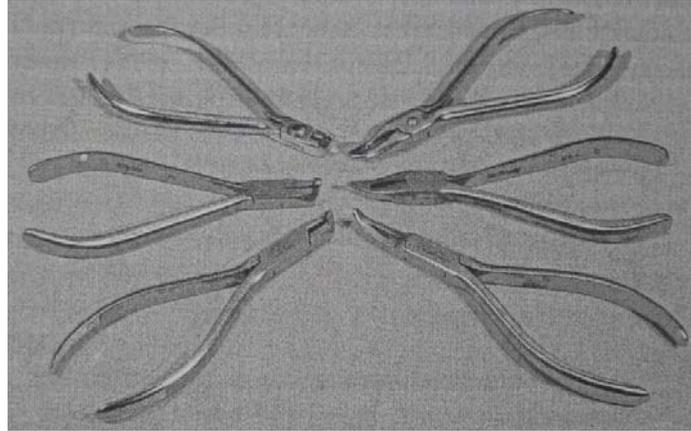


Figure 16 : Photographie des pinces utilisées dans l'étude de WICHELHAUS & al. (67)

BENTAHAR et al. (11) ont, en 2005, étudié électrochimiquement des arcs en alliage nickel-titane et en acier inoxydable placés en bouche pendant 3 mois. Ils ont observé ces arcs en microscopie électronique à balayage et ont conclu que l'alliage NiTi montre une meilleure résistance à la corrosion par rapport à l'acier. L'article ne donne toutefois pas d'indication quantitative sur la composition, il précise simplement que l'acier est riche en fer, en carbone, et en chrome, avec des traces de nickel et de manganèse (Figure 17). L'arc orthodontique en alliage nickel-titane contient du nickel, du titane avec des traces d'oxygène (Figure 18).

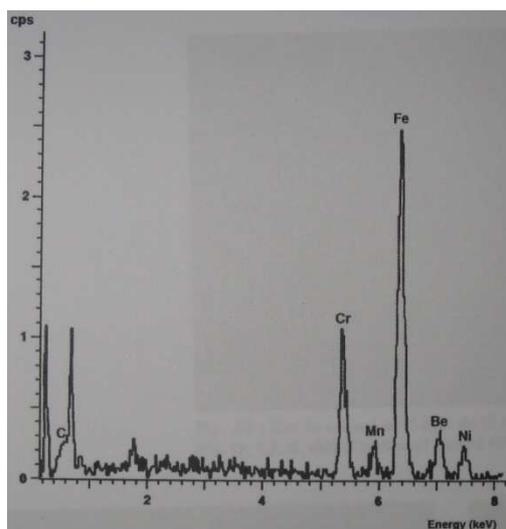


Figure 17 : Analyse chimique de surface au MEB du fil orthodontique neuf en acier inoxydable (d'après BENTAHAR, 11)

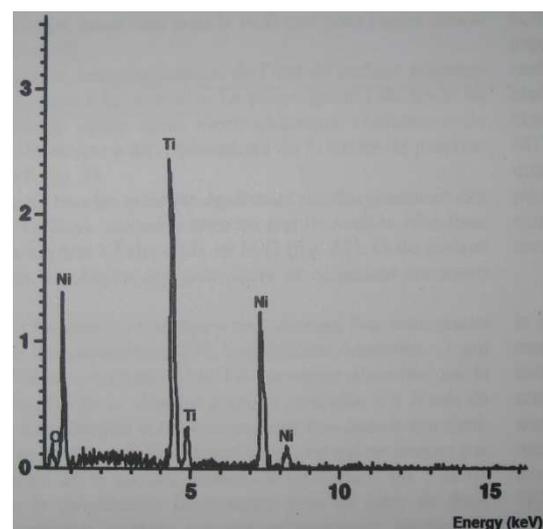


Figure 18 : Analyse chimique de surface au MEB du fil orthodontique neuf en NiTi, (d'après BENTAHAR, 11)

### 3.1 En résumé

Une synthèse permet d'avoir une vue d'ensemble et de retenir les éléments essentiels :

**Tableau 3 : Récapitulatif de la revue de bibliographie**

NOM	Année	Matériel	Nombre de cycles expérimentaux	Résultats
CUSTER & ADDINGTON	1965	5 pioches de HUGHES en acier inoxydable 5 pioches de ROTHNER en acier enrichi de carbures	25	Pas d'effet de la stérilisation à l'autoclave pour tous les instruments
CUSTER & ANDERSEN	1968	25 lots de 5 instruments dont 5 lots témoins	20	Utiliser un bain d'émulsion protecteur à base d'amine pour éviter la corrosion
CUSTER & COYLE	1970	60 hachettes à doubles extrémités constituées de 4 aciers différents	30	La dureté diminue au fur et à mesure des cycles de stérilisation surtout pour les aciers inoxydables enrichis en carbures après stérilisation par chaleur sèche
JONES & ORTH	1989	4 groupes de 6 pinces orthodontiques	100	L'autoclave n'endommage pas les pinces
JONES, PIZARRO, BLUNDEN	1993	3 groupes formés de 4 lots de 6 pinces orthodontiques (72 pinces en tout)	20 au minimum	Les pinces en acier inoxydable non chromées sont conseillées pour la stérilisation à l'autoclave
MILLER	1993	-	-	Le nettoyage est une étape initiale indispensable avant la stérilisation
	2002	-	-	Il faut conserver l'état stérile des instruments jusqu'à leur utilisation clinique
GEISSANT	1992	-	-	La stérilisation entraîne une perte du tranchant des pinces, ainsi qu'une corrosion généralisée ou par piqûres
	1996	-	-	
PAYNE	1996	Instruments utilisés dans le cabinet de l'auteur	Cycles effectués en pratique quotidienne de l'auteur	Le but n'est pas de maintenir la stérilité de la salle clinique
REYNAUD	1997	10 lots composés d'1 pince HALSTEAD et 1 pince METZENBAUM	100	Les matériaux constituant les instruments sont primordiaux, ainsi que la composition des produits de lavage
SNITEM	1998	60 instruments (instruments métalliques et instruments métalliques et plastiques)	100	Aucun des instruments ne supporte sans endommagement les immersions répétées
VENDRELL & al.	2002	2 lots de 25 pinces à couper les ligatures avec des mors en acier inoxydable	12	La stérilisation par autoclave n'affecte pas les pinces disposant de mors en acier inoxydable
WICHELHAUS & al.	2004	3 lots de 10 pinces à couper distales et 10 pinces de WEINGART (60 pinces en tout)	500	La stérilisation par chaleur sèche entraîne moins de corrosion que la désinfection à froid
BENTAHAR	2005	5 arcs orthodontiques de section .016'' en nickel-titane	-	l'alliage nickel-titane montre une meilleure résistance à la corrosion que

Cette revue de bibliographie a permis de mettre en évidence l'absence de consensus au niveau de la résistance des matériaux, et sur le protocole de stérilisation à respecter. Ceci justifie notre étude, qui s'attachera particulièrement :

- A caractériser les pinces orthodontiques (composition, dureté, masse).
- A caractériser les produits de stérilisation (composition, pH).
- A étudier le comportement électrochimique individuel de chaque partie des pinces.
- A étudier le comportement électrochimique global des pinces.
- A élaborer un protocole de suivi de l'usure et de la corrosion des pinces au fur et à mesure des cycles de stérilisation, en simulant une utilisation clinique.

# CHAPITRE 3 : Techniques expérimentales

Face au manque d'informations dans la littérature concernant les matériaux utilisés, il paraît nécessaire de bien décrire les pinces orthodontiques ainsi que les produits de prédésinfection choisis pour cette étude. Nous passerons tout d'abord en revue ces différents éléments, avant d'exposer la méthode choisie pour les étudier.

## 1. Matériel

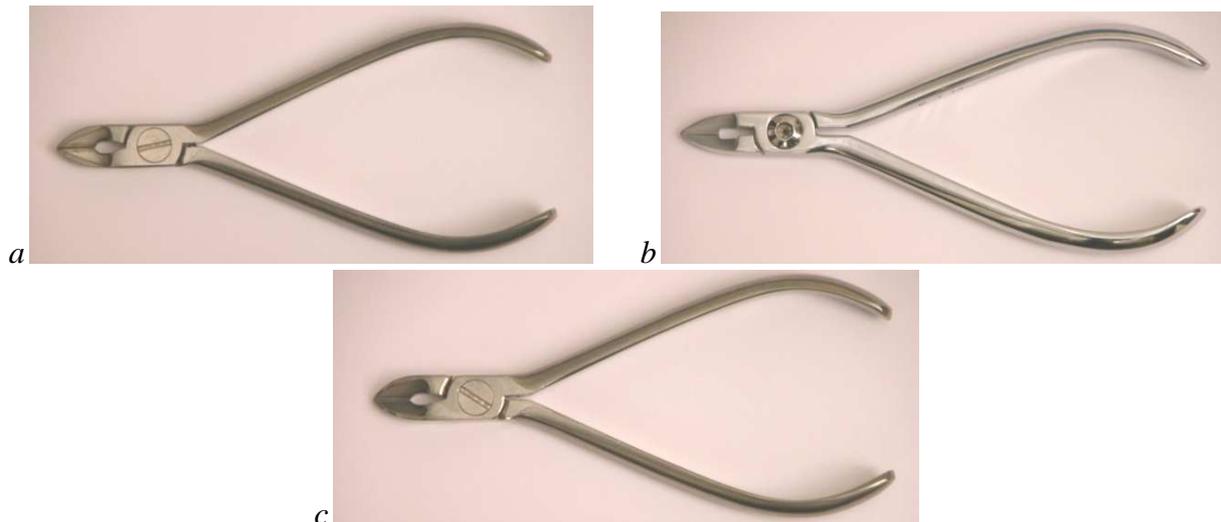
### 1.1. Les pinces

Des pinces à couper les ligatures provenant de 3 fournisseurs différents ont été utilisées (*Figure 19*):

- Dentaurum®: 25 pinces à couper les ligatures, de référence 014-151-00, destinées à couper du fil de ligature d'un diamètre maximum de 0,4mm, soit .016 pouces.
- Ormodent®: 25 pinces à couper les ligatures, de la marque ETM®, de référence ET08011002.
- RMO®: 25 pinces à couper les ligatures, de référence I0551, destinées à couper du fil de ligature d'un diamètre maximum de 0,3mm, soit .012 pouces.

Toutes ces pinces sont à mors rapportés, c'est-à-dire qu'une plaquette d'alliage a été brasée au niveau de la partie coupante de chaque pince Dentaurum® et RMO®. Dans le cas des pinces ETM®, il s'agit d'une soudure. Ces types de pinces sont actuellement les plus répandus sur le marché des instruments orthodontiques.

Une pince de chaque marque a également été utilisée pour fabriquer les échantillons destinés à établir la composition des pinces, la dureté, ainsi que l'étude de la structure des phases soit 3 pinces en tout.



**Figure 19 : Vue des 3 marques de pinces**  
**a : Pince Dentaurum®, référence 014-151-00**  
**b : Pince ETM®, référence ET0801 1002**  
**c : Pince RMO®, référence I0551**

### 1.2. Le fil de ligature

Une bobine de fil de ligature de la marque Dentaurum®, du type Remanit soft, de diamètre 0,25mm, soit .010 pouces a été utilisée.

### 1.3. Les liquides de prédésinfection

Quatre produits de prédésinfection recommandés par l'Association Dentaire Française en 2008 (22) ont été utilisés : Dy Septi® (Dentsply), Prédolyse® (PRED), Dentasept Ultra® (ANIOS), Elusept® (Pierre Fabre).

Ampholysine Plus® (ANIOS), employé au CHU de Nancy-Brabois pour la prédésinfection des dispositifs médicaux réutilisables, a également été utilisé.

Ces produits sont destinés à nettoyer et désinfecter tous les instruments réutilisables courants (miroirs, sondes, précelles, spatules...) ainsi que le matériel de chirurgie. Sauf restrictions expressément formulées par le fabricant, la petite instrumentation rotative ou endocanalaire peut, elle aussi, être traitée par ces produits.

#### 1.3.1. Dy Septi® (Dentsply)

Il est utilisé pour la prédésinfection et le nettoyage des instruments et des dispositifs médicaux.

Il s'emploie dilué à 1% dans de l'eau froide, avec un temps d'immersion de 15 minutes.

Il est, selon la notice du fabricant, composé de polyhexanide, de tensioactifs et d'inhibiteurs de corrosion.

#### 1.3.2. Prédolyse® (PRED)

Il s'agit d'un liquide prédésinfectant pour l'instrumentation dentaire et les dispositifs médicaux, avant stérilisation. Il peut être utilisé pour le traitement de l'instrumentation souillée, et également en bacs à ultra-sons.

Le fabricant indique qu'il est compatible avec les instruments en acier inoxydable, en matières plastiques et en aluminium.

Prédolyse® est composé de sel organique d'ammoniums quaternaires, de polyhexaméthylène biguanide. Il est sans dérivés chlorés, ni aldéhydes.

Il s'emploie dilué à 1% dans de l'eau froide ou chaude, avec une durée d'immersion de l'instrumentation de 15 minutes.

#### 1.3.3. Dentasept Ultra® (ANIOS)

Il est utilisé pour la désinfection totale à froid de l'instrumentation et des dispositifs médicaux, par immersion. Il s'agit d'une solution de glutaraldéhyde (2%), contenant un catalyseur d'effet de surface. La solution est prête à l'emploi.

Les instruments doivent y être immergés pendant 20 minutes pour les bactéries, les virus et fonges, et 1 heure pour les spores.

#### 1.3.4. Elusept® (Pierre Fabre)

Il s'agit d'un nettoyant désinfectant, sans aldéhyde, pour la prédésinfection par trempage des dispositifs médicaux et de l'instrumentation.

Il contient de l'alcool isopropylique, des tensioactifs cationiques et non ioniques, des complexants alcalins.

Son protocole d'emploi est le suivant : Immerger les instruments (dans un bac classique ou une cuve de nettoyage à ultrasons) dans une solution à 1% dans l'eau du réseau pendant 5 minutes, puis rincer abondamment sous l'eau courante. En cas de fortes contaminations, utiliser une solution à 2% pendant 15 minutes. Pour les fraises, utiliser le produit pur.

### 1.3.5. Ampholysine Plus® (ANIOS)

Il s'agit d'un détergent prédésinfectant pour dispositifs médicaux (41). Il est compatible avec les caoutchoucs, plastiques et silicones, les aciers inoxydables, le verre et la céramique, le matériel de laboratoire et le matériel endoscopique.

Il est utilisé à une dilution de 0,5%. Le matériel à désinfecter est immergé pendant 15 minutes. Il est alors nettoyé, brossé si nécessaire, puis rincé abondamment.

Selon la notice du fabricant, Ampholysine Plus® contient un biguanide, un ammonium quaternaire, un tensio-actif non ionique et un anti-corrosif.

Il s'agit d'une solution limpide de couleur bleue, d'odeur neutre.

## 2. Méthode

Après avoir décrit le matériel, nous allons envisager la méthode utilisée pour caractériser les pinces, d'une part, et les produits de prédésinfection, d'autre part, ainsi que le protocole élaboré pour l'étude électrochimique des pinces, et le suivi de l'usure et de la corrosion au fur et à mesure des cycles de stérilisation.

### 2.1. Caractérisation des pinces

L'objectif est d'établir la composition chimique des pinces, et de déterminer la nature des différentes phases afin de mieux appréhender leurs propriétés mécaniques.

### 2.1.1. Etude de la composition

La composition des pinces de chaque fournisseur a été déterminée à l'aide d'une microsonde de Castaing (CAMECA® SX100)<sup>2</sup>. Pour cela, une pince a été tirée au hasard dans le lot de 25 pinces mis à la disposition par chaque fournisseur, puis découpée avec une scie circulaire (BUEHLER® Isomet 5000) munie d'un disque diamanté. Nous avons ainsi obtenu, pour chacune des trois pinces découpées, des fragments de la partie coupante et des manches (*Figure 20, Figure 21*).



**Figure 20 : Scie circulaire BUEHLER® Isomet 5000**



**Figure 21 : Découpe des pince**

Les fragments ont ensuite été enrobés dans de la résine epoxy (EPOFIX®), afin d'obtenir des échantillons exploitables par la microsonde de Castaing (*RUSTE, 59*). Une fois la résine durcie, les échantillons ont été polis à l'aide de draps de polissage, les grains de carbure de silicium allant de 600 (gros grains) à 4000 (petits grains). La finition est réalisée grâce à un drap de laine (drap STRUERS® type RAM) sur lequel est déposée une suspension diamantée de 1µm, afin d'obtenir un « poli miroir ». La qualité du polissage a été contrôlée par une observation au microscope optique (Olympus® VANOX-T).

Puis, les échantillons ont été étudiés au Microscope Electronique à Balayage (Philips® XL30 équipé d'un détecteur EDS Kevex®) afin de déterminer les différents éléments chimiques entrant dans leur composition, ceci de manière qualitative. Cette étape était nécessaire afin de pouvoir déterminer les éléments à analyser à la microsonde de Castaing (CAMECA® SX100). Cette

---

<sup>2</sup> Service Commun de Microscopies Electroniques et de Microanalyse X (SCMEM), UHP Nancy

méthode permet d'effectuer une analyse élémentaire quantitative par l'intermédiaire des rayons X émis sous l'impact d'un faisceau d'électrons.

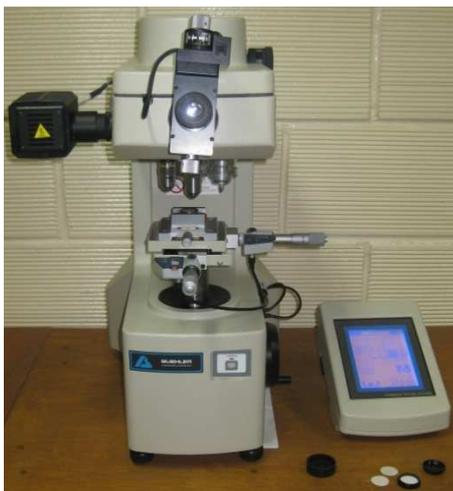
### 2.1.2. Etude de la dureté des pinces

Une pince de chaque fournisseur est utilisée afin d'étudier la dureté des différents alliages constitutifs. Les échantillons sont les mêmes que ceux analysés pour obtenir la composition des différents alliages.

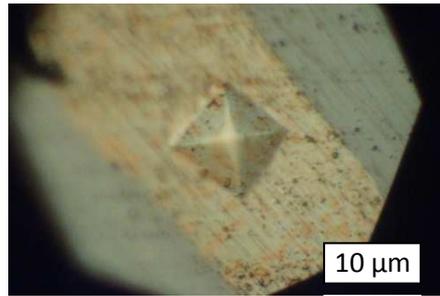
Un segment de chaque fil de ligature est également prélevé, enrobé dans de la résine puis poli pour évaluer la dureté de l'alliage constitutif.

Le microduromètre est de marque BUEHLER®, modèle Micromet 5104 (*Figure 22*). Il permet de mesurer la microdureté Vickers, grâce à une pyramide diamantée qui est imprimée dans le matériau à évaluer. On obtient ainsi une empreinte de forme carrée dont on peut mesurer les diagonales. A partir de la longueur de la diagonale, et connaissant la charge appliquée à la pyramide, on peut en déduire la microdureté Vickers.

Chaque échantillon est placé sur le support. La charge appliquée est variable selon l'élément constitutif des pinces : 500g pour les manches et les plaquettes des pinces, 10g pour les soudures. Pour chaque échantillon, 5 empreintes sont réalisées (*Figure 23*), donnant ainsi 5 mesures de la microdureté Vickers. La moyenne et l'écart-type ont été calculés pour chaque partie de chaque pince.



**Figure 22 : Duromètre BUEHLER® Micromet 5104**

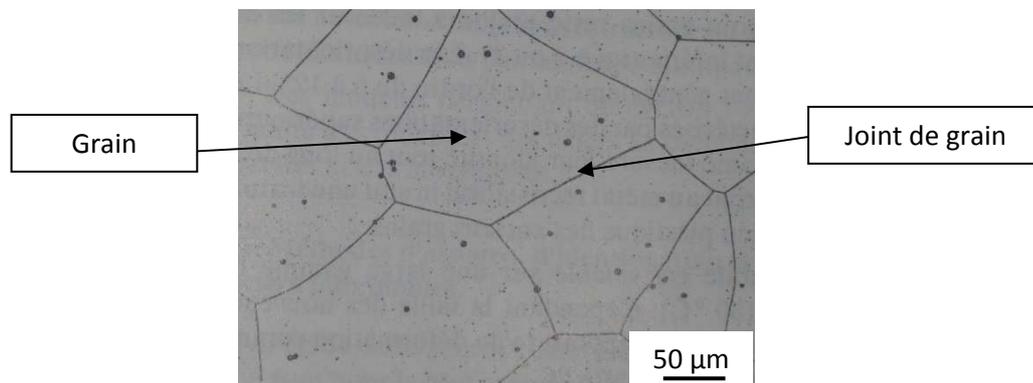


**Figure 23 : Trace d'indentation Vickers dans la brasure Dentaaurum®**

### 2.1.3. Etude de la structure des différentes phases

#### 2.1.3.1. Principe

Un métal est formé d'une multitude de petits volumes polyédriques appelés grains dont la taille varie en général de 2 à 20  $\mu\text{m}$ , et qui sont limités par des surfaces appelées joints de grains (*BARRALIS & MAEDER, 7, Figure 24*). Cette microstructure granulaire peut être mise en évidence par microscopie optique après polissage mécanique et attaque chimique. L'attaque chimique révèle de façon préférentielle les joints de grains qui apparaissent suivant des lignes noires. Ces lignes limitent des surfaces qui correspondent aux grains du métal. Chaque grain est un monocristal, c'est-à-dire un empilement régulier d'atomes métalliques dont la cohésion est assurée par un gaz d'électrons. Les propriétés macroscopiques d'un matériau métallique sont en relation directe avec sa structure à l'échelle cristalline (*LACOMBE & al., 42*).



**Figure 24 : Micrographie optique montrant les grains d'un acier inoxydable ferritique (d'après *LACOMBE & al., 42*)**

### 2.1.3.2. Méthode appliquée

Une pince de chaque marque est utilisée, et un fragment prélevé sur chacune au niveau du manche, ceci afin d'étudier la structure de l'acier inoxydable constitutif. Les fragments sont enrobés dans de la résine puis polis jusqu'à l'obtention d'un poli miroir. Les échantillons sont ensuite immergés dans un réactif appelé réactif attaque métallographique, censé révéler la structure de l'alliage. L'attaque métallographique est réalisée à l'aide du réactif Catella (*LACOMBE, 42*).

Ce réactif est constitué de :

- 10 ml d'acide chlorhydrique pur.
- 6 ml d'acide acétique.
- 1 à 2 g d'acide picrique.
- 100 ml d'alcool éthylique.

L'immersion est effectuée pendant 20 minutes. L'attaque est ensuite stoppée par un rinçage à l'eau, suivi d'un rinçage à l'éthanol et d'un séchage à l'air chaud. L'observation est effectuée au moyen d'un microscope optique Olympus® BX 51, relié à un ordinateur équipé d'un logiciel Olympus DP Soft®.

Pour aider à la caractérisation de l'alliage, les précédentes observations de la microstructure en général sont complétées par des analyses en diffraction des rayons X (diffractomètre Philips® X'Pert Pro), afin d'identifier les phases présentes. Le logiciel d'identification est Eva 9.0.0.2 de chez BRUKER® Advanced X-Ray Solutions (AXS).

### 2.1.4. Suivi de la masse des pinces

Toutes les pinces ont été pesées à l'état initial, et après les cycles 1, 2, 5, 10, 15 et 20. Ceci dans le but de mesurer une éventuelle perte de masse résultant de l'usure des pinces.

La balance utilisée est de marque Denver Instrument, modèle M-120, sa précision est de 0,1mg.

## 2.2. Caractérisation des produits de prédésinfection

L'objectif est de vérifier et de comparer les résultats expérimentaux aux données des fournisseurs.

### 2.2.1. Mesure du pH

Le pH de chacun des produits de prédésinfection est mesuré pour le produit pur, ainsi que pour le produit dilué, en utilisant les dilutions recommandées par les fabricants. Le pH est mesuré à 20°C, jusqu'à stabilisation du pH. Pour chaque produit, 3 mesures sont effectuées. Pour les produits purs (Dentasept Ultra®), un volume de 20ml est utilisé. Pour les produits dilués (Ampholysine Plus®, Elusept®, Dy Septi®, Prédolyse®), un volume de 200ml est utilisé. Le pHmètre est de marque Metrohm® (*Figure 25*).



**Figure 25 : pHmètre Metrohm®**

### 2.2.2. Etude de la composition

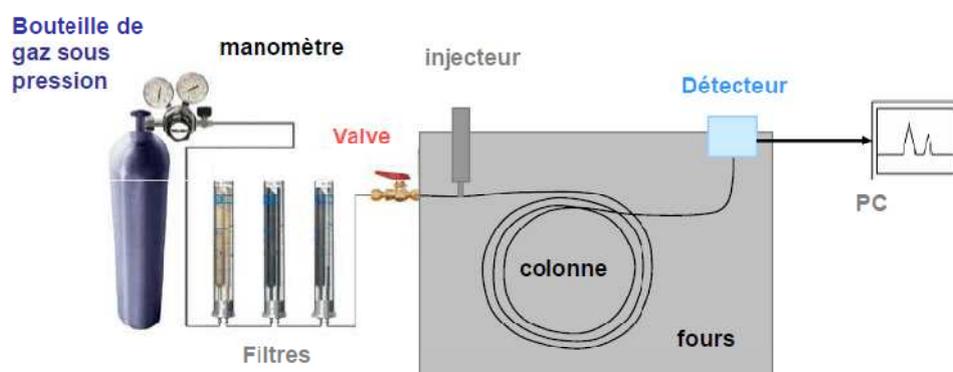
La composition des produits de prédésinfection a été analysée par chromatographie<sup>3</sup> en phase gazeuse. Pour cela, chacun des produits a été dilué dans du méthanol et de l'eau déminéralisée au 1/1000<sup>e</sup>. La chromatographie en phase gazeuse est une méthode d'analyse par séparation qui s'applique aux composés gazeux ou susceptibles d'être vaporisés par chauffage sans décomposition.

---

<sup>3</sup> Laboratoire d'Etudes et de Recherche sur le MATériau Bois (LERMAB), UMR 1093

Le mélange à analyser est vaporisé à l'entrée d'une colonne (*Figure 26*), qui renferme une substance active solide ou liquide appelée phase stationnaire (dans notre cas, de la silice), puis il est transporté à travers celle-ci à l'aide d'un gaz porteur (ou gaz vecteur). La colonne est placée dans un four thermostaté à 35-40 °C pour contrôler la température.

Les différentes molécules du mélange vont se séparer et sortir de la colonne les unes après les autres après un certain laps de temps qui est fonction de l'affinité de la phase stationnaire avec ces molécules. On obtient ainsi un spectre caractéristique des molécules composant les produits de prédésinfection. Le spectromètre utilisé est le Turbo Mass Clarus 500 de Perkin Elmer® (*Figure 27, Figure 28*), le logiciel d'analyse est Turbo Mass® version 5.4.2. L'interprétation des spectres de masse a été réalisée avec NIST MS Search®, fonctionnant avec la base de données NIST 05 de 2005.



**Figure 26 : Schéma d'un chromatographe en phase gazeuse**



**Figure 27 : Spectromètre Turbo Mass Clarus 500 de Perkin Elmer®**



**Figure 28 : Vue de la colonne du spectromètre**

Ampholysine Plus®, Dy Septi® et Prédolyse® ont été dilués au 1/1000° de la façon suivante : 4µL de produit dilués dans 3 mL de méthanol et 1 mL d'eau distillée. Elusept® et Dentasept Ultra® ont été injectés purs, afin d'obtenir une intensité des pics suffisante.

### 2.3. Etude de la corrosion et de l'usure des pinces au cours des cycles de stérilisation

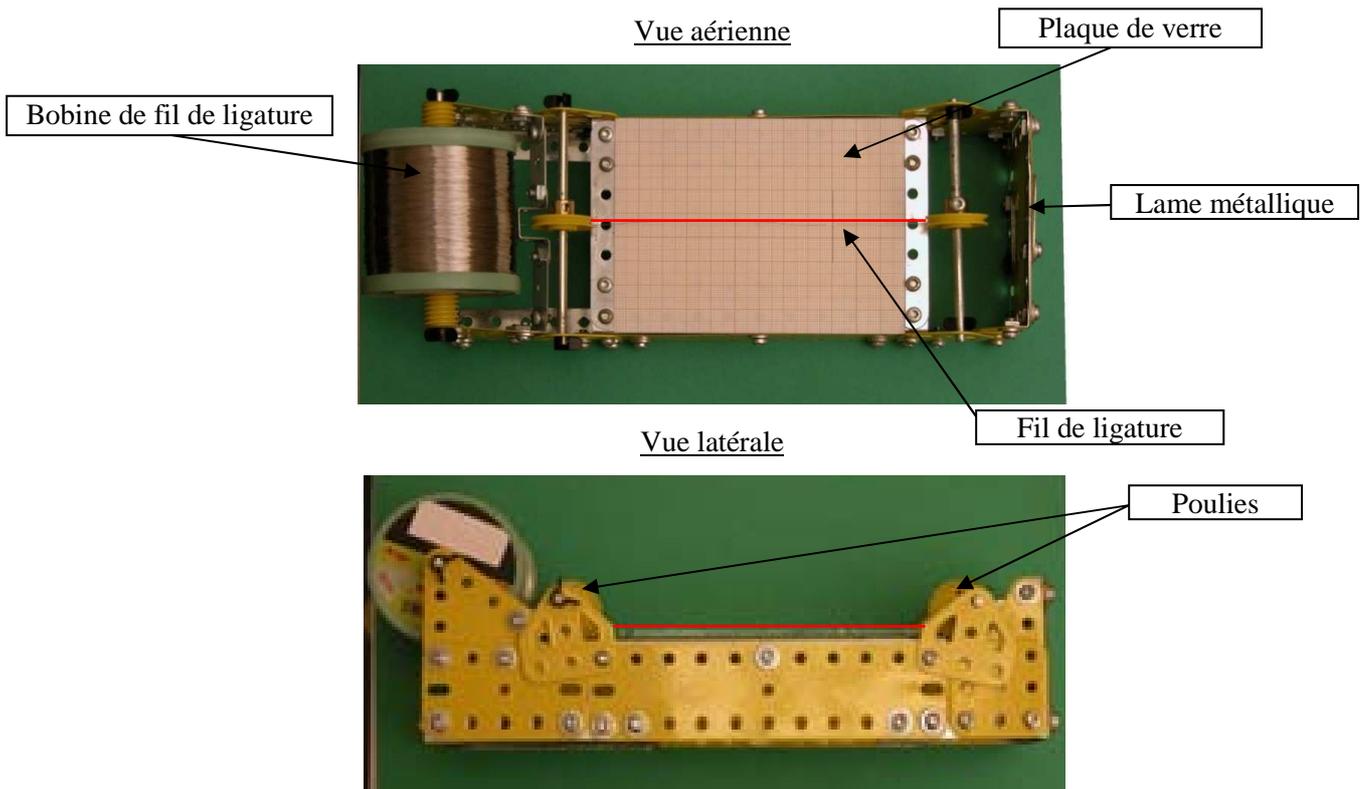
Le but de cette étude est de mettre en évidence les effets de la stérilisation sur les pinces à couper les ligatures à mors rapportés. Pour cela, 20 cycles expérimentaux sont réalisés. Ce nombre a été déterminé à partir d'expérimentations précédentes (*GEORGE 35, GEORGE & al. 36, GEORGE & al. 37*), où des résultats visuels ont été obtenus également après le même nombre de cycles.

3 lots de 25 pinces à mors rapportés à couper les ligatures de fournisseurs différents (Dentaurum®, ETM®, RMO®) sont utilisés. Les pinces ont toutes été gravées de manière aléatoire.

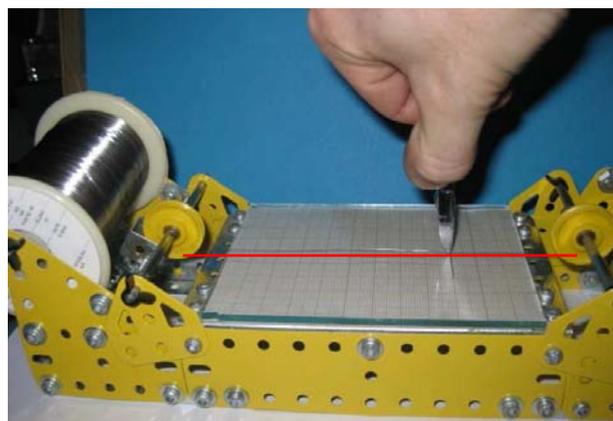
On réalise 5 groupes de 15 pinces. Chaque groupe comporte 5 pinces Dentaurum®, 5 pinces ETM®, et 5 pinces RMO®.

Afin de simuler une utilisation clinique, chaque pince est soumise à la coupe de 20 fils de ligature. Ce nombre correspond au nombre de ligatures qu'il est nécessaire de couper si l'on souhaite remplacer l'arc orthodontique supérieur et inférieur de l'appareil multi-attaches d'un patient. La coupe des fils est effectuée au moyen d'un banc de coupe élaboré pour couper les fils de façon reproductible (*Figure 29*) (*GEORGE, 35*). Ce dispositif permet de fixer la bobine de fil de ligature tout en autorisant sa rotation autour d'un axe. Deux poulies permettent de guider le fil et de régler la distance entre le fil et le support. Ce support est constitué d'une feuille de papier millimétré recouverte d'une plaque de verre, fournissant une surface plane et

résistante. Le fil de ligature traverse la plaque support, puis ressort à l'autre extrémité du banc où une lame métallique permet de le maintenir. On peut ainsi exercer une tension sur le fil afin de le couper de façon nette et reproductible. De plus, la distance entre le fil de ligature et le support restant identique, la partie des mors des pinces sollicitée est toujours la même. On coupe, enfin, toujours au même endroit grâce à une marque faite sur le papier millimétré, afin de d'observer l'effet d'une contrainte localisée (*Figure 30*).



**Figure 29 : Banc de coupe**



**Figure 30 : Banc d'essai et méthode de coupe des fils de ligature**

Après chaque cycle de coupe de fils, les pinces sont soumises simultanément à tout le cycle de stérilisation comprenant prédésinfection, lavage, séchage, rinçage, mise sous sachet individuel et stérilisation proprement dite en autoclave, avec un cycle dit « prion » (*Figure 31*).

L'étape de prédésinfection a été effectuée au sein du laboratoire de l'IJL, équipe 206. Pour la suite du cycle de stérilisation, les pinces ont été confiées au personnel du Service de Stérilisation Centrale du CHU de Nancy-Brabois. Les pinces ont ainsi été récupérées stériles après chaque cycle de stérilisation, pour ensuite être observées et étudiées de nouveau au laboratoire de l'IJL.

A chaque groupe est attribué au hasard un des 5 produits de prédésinfection selon l'ordre suivant :

Groupe 1 : Il comporte les pinces 1 à 5 Dentaurum®, ETM® et RMO®. Ces pinces sont prédésinfectées avec l'Ampholysine Plus®.

Groupe 2 : Il comporte les pinces 6 à 10 Dentaurum®, ETM® et RMO®. Ces pinces sont prédésinfectées avec l'Elusept®.

Groupe 3 : Il comporte les pinces 11 à 15 Dentaurum®, ETM® et RMO®. Ces pinces sont prédésinfectées avec le Dy Septi®.

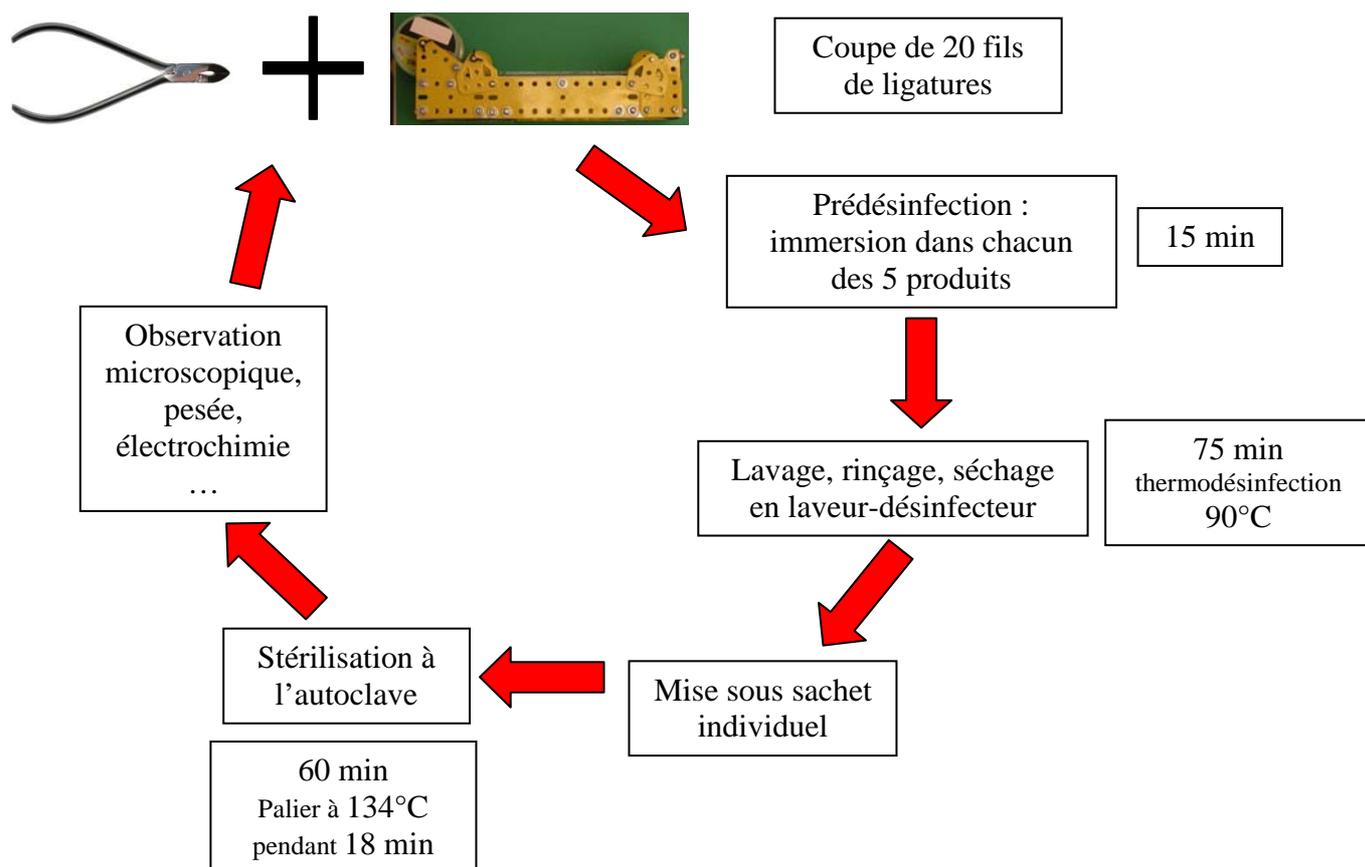
Groupe 4 : Il comporte les pinces 16 à 20 Dentaurum®, ETM® et RMO®. Ces pinces sont prédésinfectées avec le Prédolyse®.

Groupe 5 : Il comporte les pinces 21 à 25 Dentaurum®, ETM® et RMO®. Ces pinces sont prédésinfectées avec le Dentasept Ultra®.

Toutes les pinces sont ensuite confiées pour la suite du cycle au service de stérilisation centrale du CHU de Nancy-Brabois dirigé par le Docteur Francis BENOIT.

Le lavage a été effectué à l'aide d'un laveur-désinfecteur de la marque Helpex® HAMO T21L (*Figure 32*). Le cycle de lavage comporte plusieurs phases (*Figure 33*):

- Prélavage à l'eau froide pendant 5 min (1).
- Lavage à l'eau chaude à 45°C pendant 10 min à l'aide du Neodisher® Mediclean (2).
- Rinçage à l'eau osmosée pendant 5 min (3).
- Thermo-désinfection par rinçage à l'eau osmosée à 90 °C pendant 30 min (4).
- Séchage à l'air chaud 100-110°C pendant 25 min (5).



**Figure 31 : Protocole expérimental d'étude de l'usure et de la corrosion des pinces à couper les ligatures**

Les détergents utilisés sont Neodisher® Mediclean et Mediklar. Ils sont dilués avec de l'eau osmosée.

Neodisher® Mediclean est un détergent destiné au nettoyage mécanique d'instruments chirurgicaux, d'ustensiles d'anesthésie, de containers et autres ustensiles. Il doit être dosé de 0,5 à 1% (5 à 10ml/L) à 40-50°C. Son domaine de pH (déterminé en eau déminéralisée, à 45°C) dilué de 0,5 à 1% varie de 8,5 à 9,5.

Sa composition, annoncée par le fournisseur, est :

- Moins de 5% de tensioactifs anioniques.
- 5 à 15% de sels (sans précision du fournisseur sur le type de sels).
- Agent de conservation.
- Autres composants : alcool agent de solubilisation, acides organiques, inhibiteurs de corrosion.

Neodisher® Mediklar est un produit de rinçage utilisé sur les instruments chirurgicaux, les ustensiles d'anesthésie, les containers et d'autres ustensiles. De par ses propriétés mouillantes,

il sèche les objets à traiter rapidement et sans trace. Le dosage est de 0,3 à 1 ml/L. Le domaine de pH (déterminé en eau déminéralisée, à 20°C) dilué de 0,3 à 1 ml/L varie de 6,3 à 6,6.

Sa composition est, selon la notice du fournisseur :

- Moins de 5% de tensioactifs anioniques.
- 5 à 15% de tensioactifs non ioniques.
- Agent de conservation.
- Autres composants : acides organiques.



Figure 32 : Laveur-désinfecteur Helpex® T21L

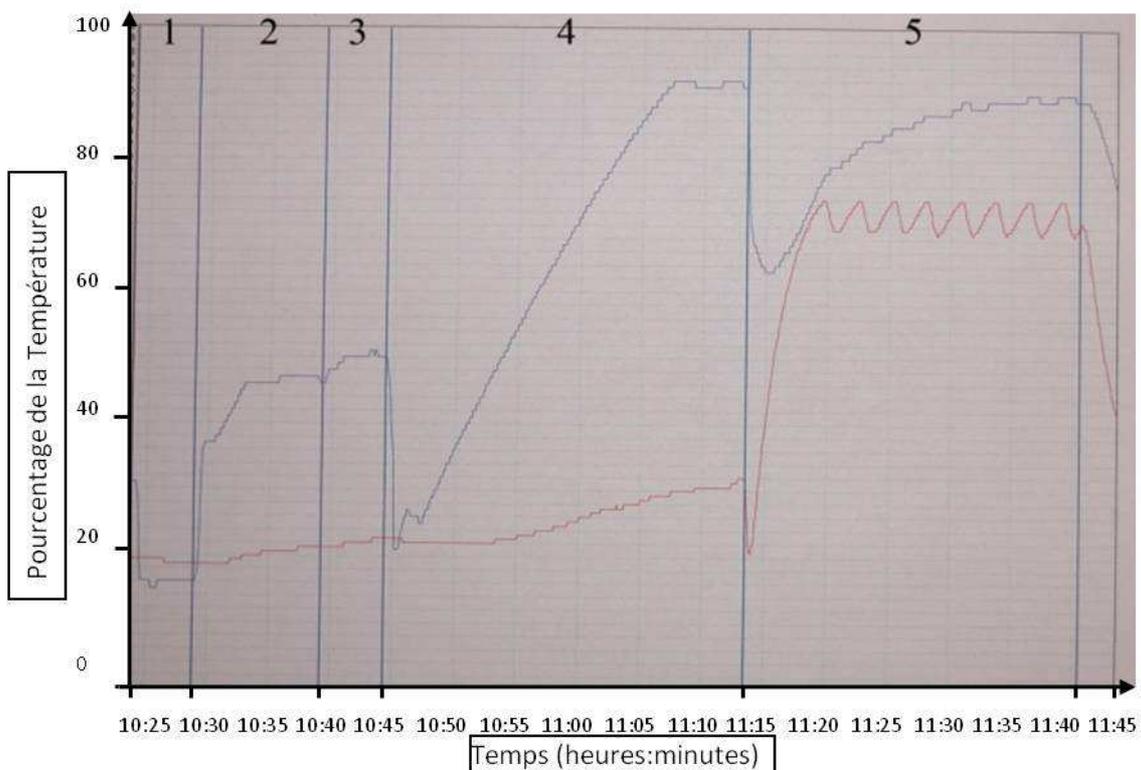


Figure 33 : Diagramme du cycle de lavage du laveur-désinfecteur Helpex® T21L

Légende :

— : Température de l'eau (0-100°C)

— : Température de l'air (0-150°C)

Chaque pince est ensuite mise sous sachet individuel avant la stérilisation (*Figure 34*). Les sachets sont fermés par soudure thermique. Avant d'être mises sous sachet, les pinces doivent être lubrifiées, conformément aux recommandations des fournisseurs. Cependant, chaque fournisseur proposant son propre lubrifiant, nous avons préféré ne pas en utiliser, le nombre de cycles expérimentaux étant relativement faible par rapport à la durée de vie habituelle d'une pince. Les pinces ont, de plus subi le même traitement que l'ensemble des instruments chirurgicaux utilisés au CHU de Nancy-Brabois.



**Figure 34 : Mise sous sachet individuel et fermeture par soudure**

La stérilisation est effectuée au moyen d'un autoclave de marque SCHAERER ECOSTAR®. L'eau injectée est de l'eau osmosée. L'autoclave fonctionne selon un cycle comportant plusieurs phases (*Figure 35*):

- Mise sous vide fractionné (17 min).
- Montée en température pour atteindre un palier à 134°C pendant 20 minutes. La pression est alors d'environ 3 bars.
- Un séchage, une baisse de la température par aération de la chambre, et une baisse de la pression.

Après avoir été récupérées stériles, toutes les pinces ont enfin été observées au moyen d'une loupe binoculaire numérique ZEISS® Stemi 2000C équipée d'une caméra ZEISS® AxioCam ICc 1, avec un grossissement x25, ainsi qu'un grossissement x50 pour les zones remarquables (*Figure 36*). Le logiciel d'analyse des images est Axiovision® Release 4.7.1.



Figure 35 : Autoclave SCHAEERER ECOSTAR®



Figure 36 : Loupe binoculaire numérique ZEISS®

## 2.4. Etude électrochimique des pinces

Afin de déterminer le comportement électrochimique des pinces, et plus particulièrement la résistance à la corrosion, plusieurs essais ont été menés sur les différentes parties des pinces, d'une part, et sur les pinces dans leur ensemble, d'autre part.

### 2.4.1. Méthodes électrochimiques

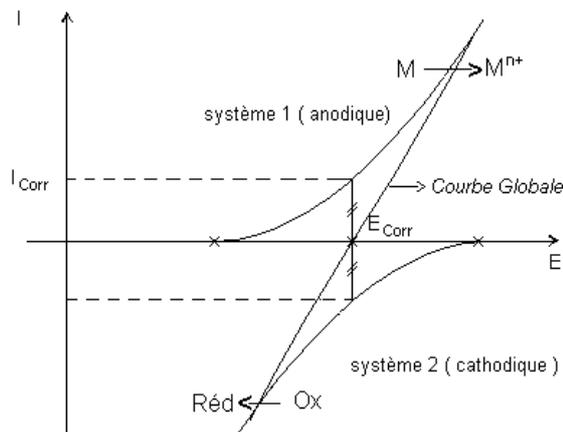
Ce chapitre présente les méthodes permettant d'accéder aux comportements en corrosion des différents matériaux.

#### 2.4.1.1. Eléments de cinétique des réactions électrochimiques

Un métal en situation de corrosion se place à un potentiel d'équilibre ou potentiel de corrosion  $E_{\text{corr}}$  pour lequel aucun courant global  $I$  ne passe (LANDOLDT, 43). Compte tenu du fait que

le métal est attaqué, cette situation pour laquelle  $I=0$  traduit en fait un équilibre entre deux valeurs algébriquement antagonistes de courant (*Figure 37*) :

- le courant anodique qui décrit l'attaque du métal suivant  $M = M^{n+} + ne^-$  (réaction anodique de dissolution)
- le courant cathodique qui correspond à la réduction du ou des oxydants présents dans la solution suivant  $Ox + ne^- = Red$  (réaction cathodique) (*ROCHAIX, 58*).



**Figure 37 : Courbe intensité/potentiel représentant un métal en situation de corrosion (d'après ROCHAIX, 58)**

Les méthodes électrochimiques d'évaluation de la corrosion sont basées sur des perturbations plus ou moins importantes du système, qui conduisent à la connaissance des paramètres cinétiques de la réaction.

#### 2.4.1.2. Méthodes d'étude stationnaires

##### ➤ Mesure du potentiel de corrosion

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

Le montage expérimental est simple (*Figure 38*), on plonge en solution, dans une cellule électrochimique, l'électrode de travail (échantillon métallique à tester) et une électrode de référence (qui a un potentiel constant), généralement au calomel saturée (ECS). Le potentiel est enregistré par un voltmètre jusqu'à sa stabilisation. On obtient ainsi une courbe potentiel-

temps ( $E=f(t)$ ) renseignant sur les changements se produisant à la surface de l'électrode (ROCHAIX, 58).

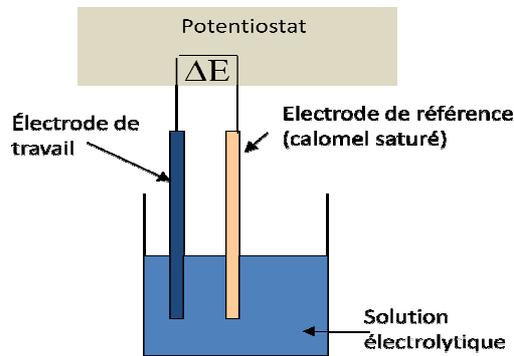


Figure 38 : Schéma de montage permettant l'enregistrement du potentiel de corrosion d'un alliage

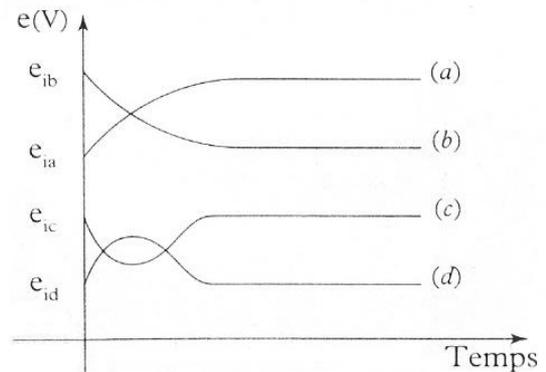


Figure 39 : Variation du potentiel de corrosion avec le temps (d'après ROCHAIX, 58)

Durant l'enregistrement, le potentiel de corrosion n'atteint pas une valeur stationnaire immédiatement. Quatre situations (Figure 39) peuvent se produire (ROCHAIX, 58) :

- Le potentiel augmente puis se stabilise (courbe a). Ce phénomène peut traduire l'apparition d'un phénomène de passivation d'un métal par une couche protectrice isolant le matériau de l'électrolyte. Ce comportement traduit généralement une évolution favorable.
- Le potentiel diminue puis se stabilise (courbe b). Il peut s'agir d'une corrosion continue.
- Le potentiel diminue dans un premier temps puis augmente et se stabilise (courbe c). Il peut s'agir de la destruction d'une couche de passivation préexistante suivie d'une nouvelle passivation du métal par un agent oxydant de la solution.
- Le potentiel augmente puis diminue et se stabilise (courbe d). Il peut s'agir de la formation d'une couche protectrice au premier contact de l'électrode suivie d'une destruction de la même couche par un phénomène de piqûres.

Un dernier cas de figure théorique est à envisager : si le potentiel reste constant dans le temps et très élevé, le métal ne subit aucune altération.

Le potentiel de corrosion (noté  $E_{\text{cor}}$ ) permet d'estimer la tendance à l'oxydation, le degré de « noblesse », fixer un caractère général d'anode ou de cathode à chacun des membres d'un couple galvanique. Cependant la mesure du potentiel de repos ne donne aucune indication sur

la vitesse de corrosion. Pour cela il est nécessaire de mesurer la valeur de l'intensité du courant de corrosion (notée  $I_{\text{corr}}$ ).

➤ Tracé des courbes intensité-potential : détermination des cinétiques de corrosion

Les réactions électrochimiques mettant en jeu des charges électriques, les vitesses correspondantes peuvent être appréciées à partir du tracé de courbes intensité-potential.

Pour obtenir ces courbes, un système à 3 électrodes est utilisé (*Figure 40*) : un potentiostat impose un certain potentiel entre l'électrode de travail et l'électrode de référence, ce qui se traduit par le passage d'un courant entre l'électrode de travail et une contre-électrode.

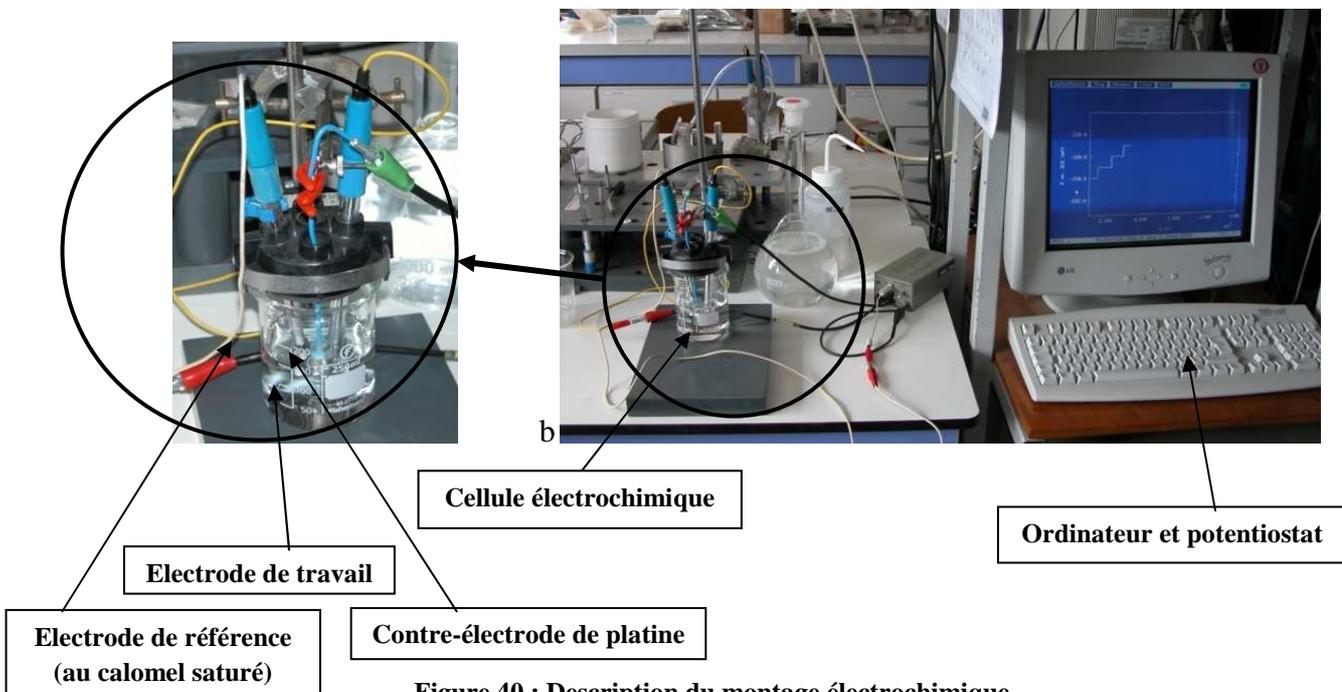
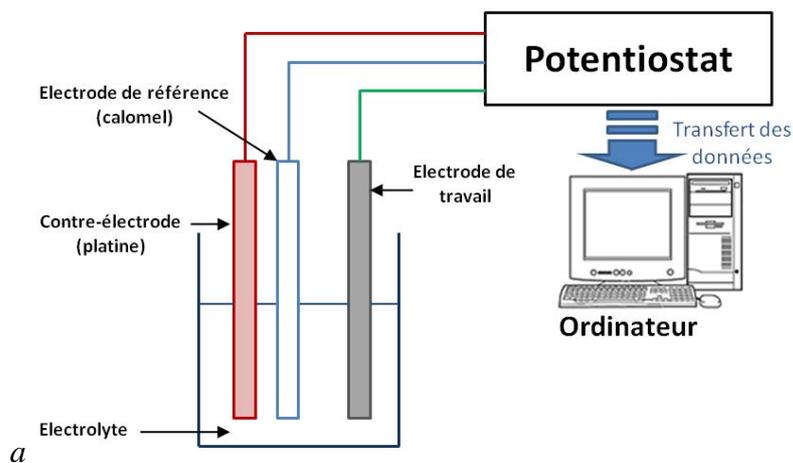


Figure 40 : Description du montage électrochimique

a : Vue du montage expérimental

b : Schéma du montage expérimental

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

$$I = I_{\text{corr}} \left\{ \exp \frac{2,3(E - E_{\text{corr}})}{\beta_a} - \exp - \frac{2,3(E - E_{\text{corr}})}{\beta_c} \right\}$$

**Équation 1 : Loi de BUTTLER-VOLMER d'un métal en situation de corrosion**

Où  $I_{\text{corr}}$  et  $E_{\text{corr}}$  sont respectivement le courant et le potentiel de corrosion,  $\beta_a$  et  $\beta_c$  les coefficients de Tafel anodique et cathodique.

Cette expression est à la base des méthodes de détermination des cinétiques de corrosion par les méthodes stationnaires classiques comme la méthode des droites de Tafel ou la méthode de Stern de mesure des résistances de polarisation.

○ Méthode d'extrapolation des droites de Tafel

Lorsqu'un métal se corrode dans un électrolyte dans des conditions où les réactions anodique et cathodique obéissent toutes deux à la loi de Tafel, la vitesse de corrosion du métal à l'état isolé pourra être déduite de la connaissance des droites de Tafel relatives à ces réactions. On extrapole (*Figure 41, Figure 42*) jusqu'à leur point d'intersection les tronçons rectilignes de la courbe  $\text{Log}(I)=f(E)$ : la cote d'abscisse de ce point d'intersection sera le potentiel de corrosion  $E_{\text{corr}}$  et la cote d'ordonnée correspondante, le logarithme du courant de corrosion  $I_{\text{corr}}$ . La mesure des pentes des droites de Tafel fournit les valeurs des constantes  $\beta_a$  et  $\beta_c$ , qui renseignent sur les réactions électrochimiques anodique et cathodique mises en jeu dans le processus de corrosion (*LANDOLDT, 43*).

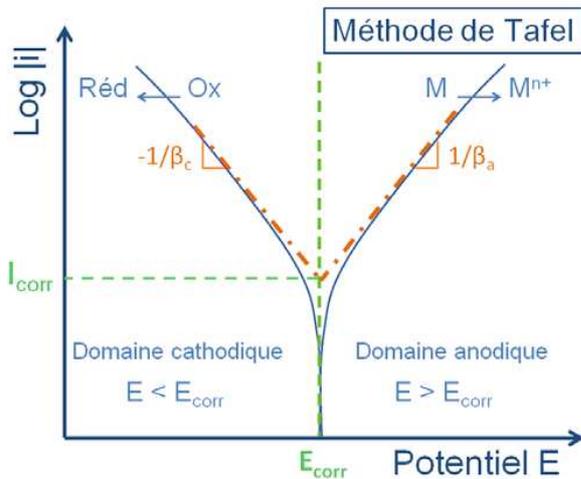


Figure 41 : Mesure du courant de corrosion par extrapolation des droites de Tafel (d'après ROCHAIX, 58)

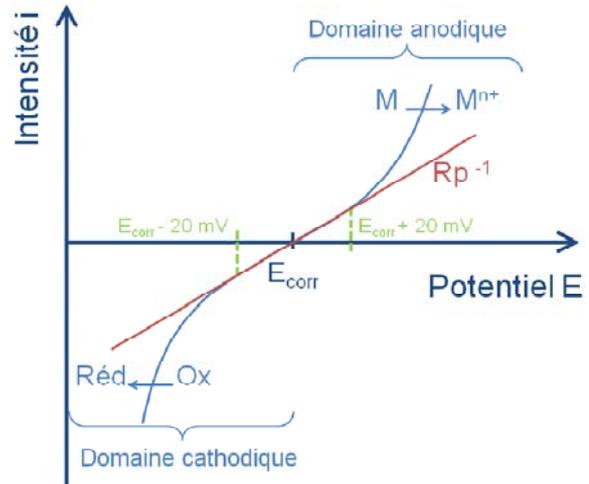


Figure 42 : Mesure du courant de corrosion par la méthode de STERN (d'après ROCHAIX, 58)

○ Méthode de STERN

Un balayage en potentiel de quelques mV (ex :  $\pm 20$  mV autour de  $E_{corr}$ ) est réalisé pour obtenir une courbe de polarisation linéaire  $I=f(E)$ . En déterminant la pente de cette courbe au voisinage de  $E_{corr}$ , où  $I=0$ , on obtient la résistance de polarisation  $R_p$ .

Le courant de corrosion  $I_{corr}$  peut être dérivé de la mesure de la pente  $dI/dE$  par la relation suivante :

$$I_{corr} = \frac{B}{R_p}$$

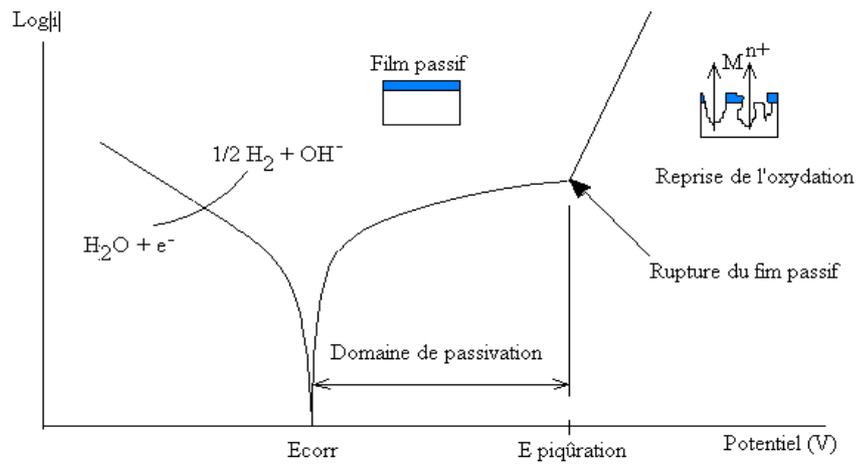
**Équation 2 : Relation liant l'intensité du courant de corrosion ( $I_{corr}$ ) à la résistance de polarisation ( $R_p$ ) (B est une constante dépendante des coefficients de TAFEL)**

où B est un terme constant ( $B = \beta_a \beta_c / 2,3(\beta_a + \beta_c)$ ) dépendant du système étudié et qui peut être estimé à partir du tracé des droites de TAFEL (ROCHAIX, 58). Plus la résistance de polarisation est grande et plus le courant de corrosion, donc la vitesse de corrosion, est faible. La valeur de  $R_p$  traduit donc la résistance d'un matériau à la corrosion.

○ Détermination de l'aptitude à la passivation ou à la piqûration d'un matériau

Les métaux passivables, comme le chrome, sont des métaux susceptibles de se recouvrir d'un film superficiel empêchant la dissolution du métal, l'épaisseur est de l'ordre de quelques

dizaines à quelques centaines d'Angström. (1 Angström =  $10^{-10}$  m). Ce type de comportement se caractérise par une courbe intensité - potentiel particulière (Figure 43).



**Figure 43 : Courbe intensité-potentiel d'un alliage passif ou courbe de polarisation cyclique (d'après ROCHAIX, 58)**

La présence d'un palier de passivation sur la courbe intensité-potentiel traduit un bon comportement vis à vis de la corrosion. La densité de courant sur le palier de passivation caractérise l'efficacité de la couche de passivation. Plus cette valeur de courant sera faible, plus la couche passive est protectrice. Par ailleurs, plus le palier de passivation est long et moins l'alliage est sensible à la corrosion par piqûration (ROCHAIX, 58).

o Calcul de la vitesse de corrosion

Sur le plan quantitatif, la mesure du courant, rapportée à la surface de l'électrode, permet de remonter à la vitesse de corrosion par un calcul basé sur l'application de la loi de Faraday : « la quantité de substance oxydée ou réduite à chaque électrode pendant une électrolyse est directement proportionnelle à la quantité d'électricité passant par la cellule » (ROCHAIX, 58):

$$e_{\text{corr}} = \frac{I_{\text{corr}} \cdot t \cdot MM}{z \cdot \rho \cdot F}$$

$e_{\text{corr}}$  : vitesse de corrosion en cm/an  
 $I_{\text{corr}}$  : densité du courant de corrosion en A/cm<sup>2</sup>  
 $t$  : temps en secondes  
 $MM$  : masse molaire en g/mol  
 $\rho$  : masse volumique en g/cm<sup>3</sup>  
 $F$  : constante de Faraday = 96500 C/mol  
 $z$  : nombre d'électrons échangés  $M \rightarrow M^{z+} + ze^{-}$

**Équation 3**

Ainsi dans le cas d'un métal comme le titane ( $MM = 47,9 \text{ g/mol}$ ,  $\rho = 4,51 \text{ g/mol}$ ), une valeur de densité de courant de corrosion de  $10^{-8} \text{ A/cm}^2$  correspond approximativement à une vitesse de dissolution du métal de l'ordre de  $0,1 \text{ }\mu\text{m}$  par an.

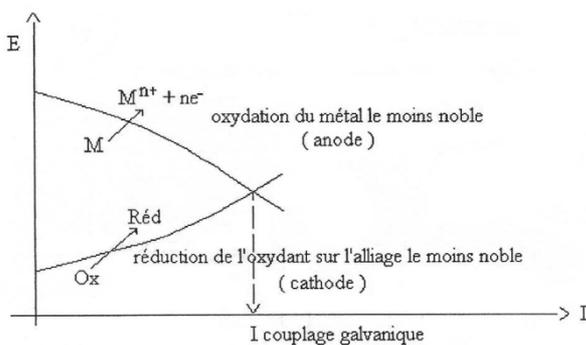
Dans le cas d'un acier (de densité 7,8), en supposant que seul l'élément fer s'oxyde au degré II, et en prenant comme masse molaire du fer,  $M_{Fe} = 55,8 \text{ g/mol}$ , la correspondance  $I_{corr} / e_{corr}$  est la suivante :

**Tableau 4 : Correspondance entre densité de courant de corrosion et vitesse de corrosion**

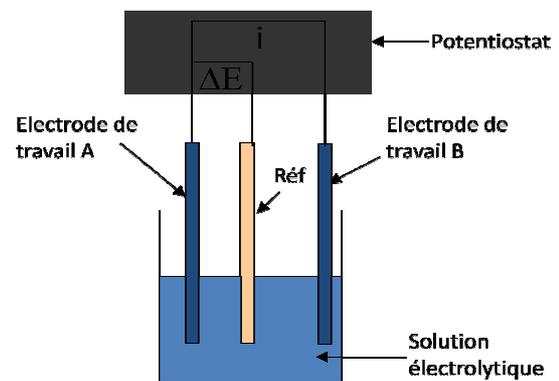
Densité du courant de corrosion ( $I_{corr}$ en $\text{A/cm}^2$ )	Vitesse de corrosion (en $\text{cm/an}$ et en $\mu\text{m/an}$ )
$10^{-6} \text{ A/cm}^2$	$10^{-3} \text{ cm/an}$ , soit $10 \mu\text{m/an}$
$10^{-7} \text{ A/cm}^2$	$10^{-4} \text{ cm/an}$ , soit $1 \mu\text{m/an}$
$10^{-8} \text{ A/cm}^2$	$10^{-5} \text{ cm/an}$ , soit $0,1 \mu\text{m/an}$

#### 2.4.1.3. Couplage galvanique et diagramme d'Evans

La corrosion galvanique est engendrée par le couplage électrique de deux métaux de noblesses différentes dans une solution corrosive donnée. Le courant de corrosion galvanique peut être estimé par la mesure directe du courant entre deux électrodes immergées dans une solution corrosive ou par le tracé des diagrammes d'Evans (ROCHAIX, 58).



**Figure 44 : Diagramme d'Evans (d'après MARCHAL, 46)**



**Figure 45 : Schéma du montage pour couplage galvanique**

Le montage électrochimique nécessaire à l'étude de la corrosion galvanique (Figure 44, Figure 45) se compose de deux électrodes de travail (avec des potentiels de corrosion différents) et une électrode de référence immergées dans une solution électrolytique au sein d'une cellule électrochimique. Un rhéostat permet de faire varier la résistance du circuit électrique : plus celle-

ci diminue, plus le courant mesuré augmente, tandis que les potentiels mesurés aux électrodes se rapprochent. Enfin, quand la résistance est nulle, la pile est en court-circuit et débite un courant maximal, c'est le courant de corrosion du couple galvanique. A partir de cette valeur de courant de corrosion, qui se stabilise dans le temps, il est possible de calculer la vitesse de corrosion de l'anode.

Dans ce type de corrosion, l'inégalité de grandeur des surfaces anodique et cathodique a une influence importante sur la vitesse de corrosion galvanique. La vitesse de corrosion est d'autant plus grande que la surface anodique est plus petite par rapport à la surface cathodique.

#### 2.4.2. Etude de chaque partie des pinces

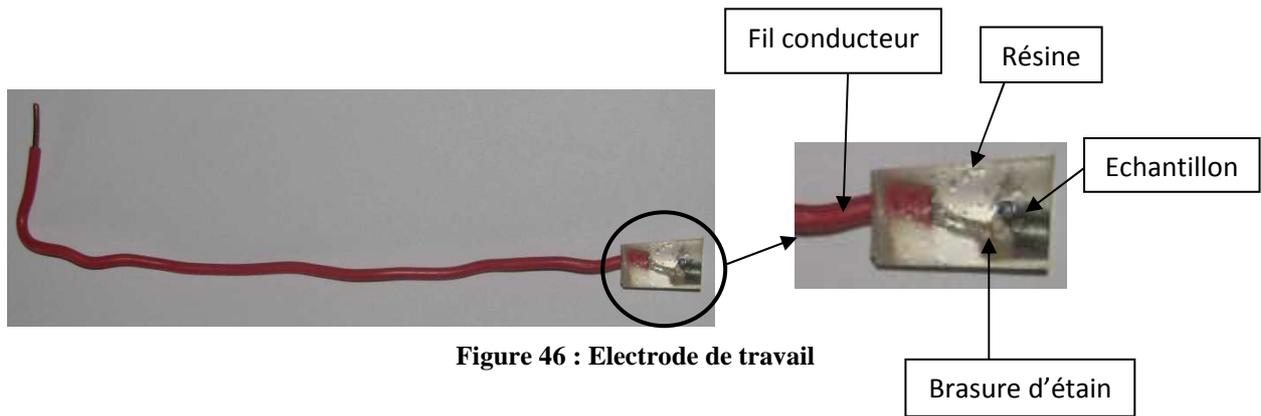
Afin de caractériser le comportement électrochimique des différents éléments constituant les pinces, des électrodes contenant un fragment des pinces ont été réalisées. Pour cela, un fil métallique gainé et dénudé à ses extrémités a été brasé sur chaque fragment de pince, au moyen de brasure d'étain. Cet ensemble a ensuite été introduit dans un moule et de la résine durcissant à froid à été coulée dessus afin de recouvrir le fragment et la brasure. Après durcissement, les électrodes ont été démoulées puis polies (*Figure 46*).

Chaque électrode a ensuite été testée dans les produits de prédésinfection, pour déterminer le potentiel de corrosion (noté  $E_{\text{corr}}$ ) en fonction du temps (pendant 12h00), la résistance de polarisation (notée  $R_p$ ) (toutes les ½ heures) et suivre l'évolution de l'intensité en fonction du potentiel (potentiel initial de  $-20.10^{-3}\text{V}$  par rapport au potentiel de corrosion, potentiel final de 2V).

Le potentiel de corrosion peut être déterminé, une fois stabilisé, par son suivi au cours du temps. La comparaison de ces valeurs permet d'indiquer l'alliage le plus vulnérable à la corrosion. En effet, plus  $E_{\text{corr}}$  est élevé, plus le matériau est noble.

La valeur stabilisée de la résistance de polarisation renseigne sur la cinétique de corrosion : plus  $R_p$  est grande, plus la densité de courant de corrosion ( $I_{\text{corr}}$ ) est faible, donc plus la vitesse de corrosion est faible.

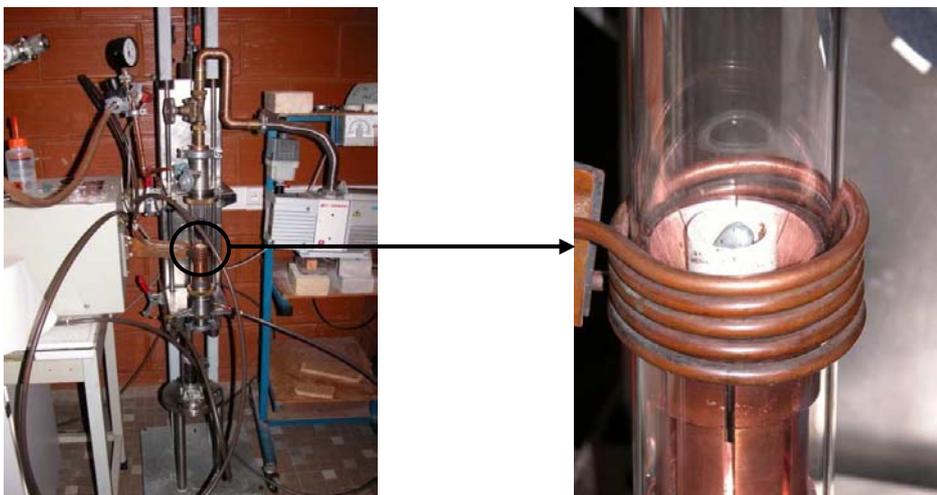
L'étude de la densité de courant en fonction du potentiel indique l'aptitude du métal à la passivation par la présence ou non d'un palier. L'allure de ces courbes détermine le comportement des constituants des pinces orthodontiques.



L'électrode de référence est une électrode au calomel saturé de type XM 150 de Radiometer Analytical®, et la contre-électrode une électrode de platine, de type XR 100 de Radiometer Analytical®.

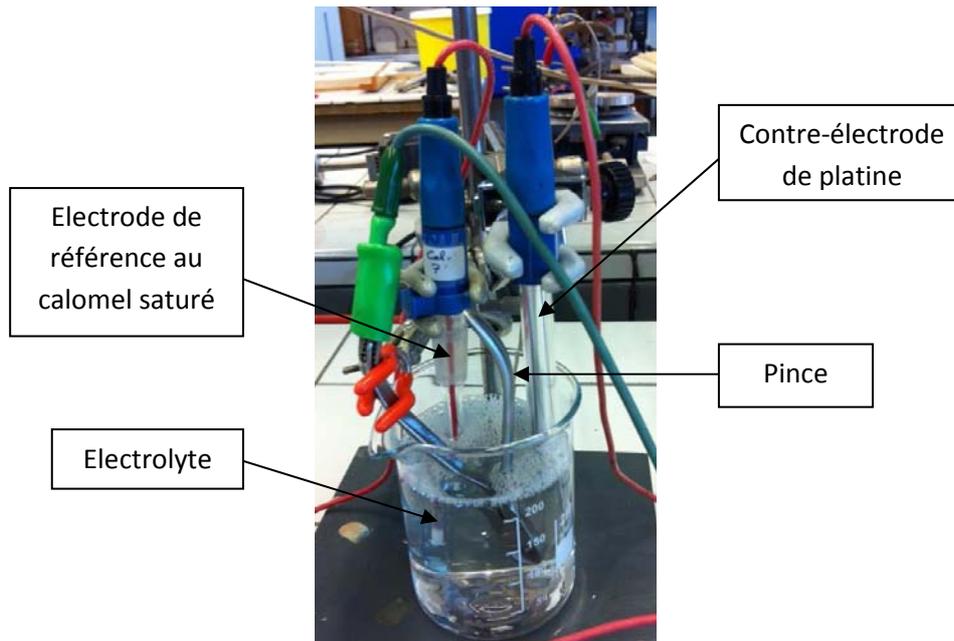
Un potentiostat PRINCETON®, modèle 263A piloté par le logiciel de corrosion M352 de EG&G PERKIN ELMER® a été utilisé pour nos mesures. Ce potentiostat permet de faire varier le potentiel de l'électrode de travail (échantillon) par rapport à l'électrode de référence, ou de faire débiter un courant dans cet échantillon.

Pour l'étude électrochimique des brasures des pinces Dentaurem® et RMO®, ainsi que de la soudure ETM®, il a été nécessaire, étant donnée leur très faible épaisseur (10 à 20  $\mu\text{m}$ ), de synthétiser un alliage reproduisant leur composition en plus grande quantité. Par ailleurs, les compositions des brasures Dentaurem® et RMO® étant très proches, un seul alliage, correspondant aux 2 brasures, a été synthétisé. La synthèse des brasures a été effectuée par fusion à haute fréquence (*Figure 47*).



### 2.4.3. Etude des pinces dans leur globalité

Le comportement électrochimique global des pinces a également été suivi au fur et à mesure des cycles de stérilisation, par immersion des pinces dans le produit de prédésinfection qui leur était attribué (*Figure 48*). L'évolution du potentiel de corrosion et de la résistance de polarisation a été suivie au cours du temps, pendant la durée d'immersion et avec la dilution recommandées par les fournisseurs, soit 15 minutes.



**Figure 48 : Montage électrochimique pour tester les pinces dans leur globalité**

# Chapitre 4 : Résultats

Afin d'étudier la corrosion et l'usure des pinces à couper les ligatures au cours de la stérilisation, une caractérisation des pinces, ainsi que des produits de prédésinfection a été réalisée au préalable, avec également une étude électrochimique des différentes parties des pinces.

## 1. Caractérisation des pinces

### 1.1. Etude de la composition des pinces

Les résultats de l'analyse quantitative obtenus à la microsonde et exprimés en pourcentages massiques sont présentés dans le *Tableau 5*, ainsi que sur les *Figure 49*, *Figure 50*, *Figure 51*, *Figure 52* et *Figure 53*. Ces résultats sont des moyennes avec écart-types de 5 points d'analyse.

**Tableau 5 : Composition des pinces (en pourcentages massiques)**

	Matrice brasure								Total
	Ag	Cu	In	Fe	Ni	Cr	Si	Autres (V...)	
Dentaurum®	<b>82,4±4,1</b>	<b>9,9±0,3</b>	<b>7,2±0,4</b>	-	-	-	-	0,5	100
RMO®	<b>77,5±3,9</b>	<b>8,9±0,4</b>	<b>12,8±0,6</b>	-	-	-	-	0,8	100
ETM®	-	-	-	<b>22,8±0,9</b>	<b>65,2±3,0</b>	<b>3,7±0,2</b>	<b>4,2±0,2</b>	4,1	100
Facom®	-	-	-	-	-	-	-	-	-

	Précipités brasure				Total
	Ag	Cu	In	Autres (V...)	
Dentaurum®	<b>6±0,3</b>	<b>88,1±4,4</b>	<b>1,7±0,1</b>	4,2	100
RMO®	<b>5,1±0,3</b>	<b>89±4,4</b>	<b>2,3±0,1</b>	3,6	100
ETM®	-	-	-	-	-
Facom®	-	-	-	-	-

	Matrice pince						Total
	Fe	Cr	Ni	Mn	Si	Autres (V...)	
Dentaurum®	<b>81,2±4</b>	<b>13,1±0,7</b>	-	-	-	5,7	100
RMO®	<b>79,9±4</b>	<b>14,1±0,7</b>	-	-	-	6	100
ETM®	<b>79,9±4</b>	<b>13,3±1,1</b>	<b>0,2±0,1</b>	-	-	6,6	100
Facom®	<b>96,3±4,9</b>	<b>0,06±0,5</b>	<b>0</b>	<b>0,61±0,2</b>	<b>0,27±0,1</b>	2,8	100

	Matrice plaquette			Total
	Fe	Cr	W	
Dentaurum®	83,1±4,5	12,3±0,7	-	95,4
RMO®	80,9±4,5	12,8±0,7	-	93,7
ETM®	75,6±4	5±0,5	5,2±0,3	85,8
Facom®	-	-	-	-

Bouclage inférieur à 100 du fait du carbone présent dans les carbures

	Carbures plaquette					Total
	Fe	Cr	V	W	Mo	
Dentaurum®	26,3±1,3	61,1±3	1,2±1	-	-	88,6
RMO®	26,6±1,4	59,8±3	1,1±1	-	-	87,5
ETM®	12,5±0,5	1,4±1	24,1±1,3	47,3±3	2±0,3	87,3
Facom®	-	-	-	-	-	-

Bouclage inférieur à 100 du fait du carbone présent dans les carbures

	Couche périphérique	Total
	Cr	
Dentaurum®	-	-
RMO®	-	-
ETM®	99,6±2	99,6
Facom®	-	-

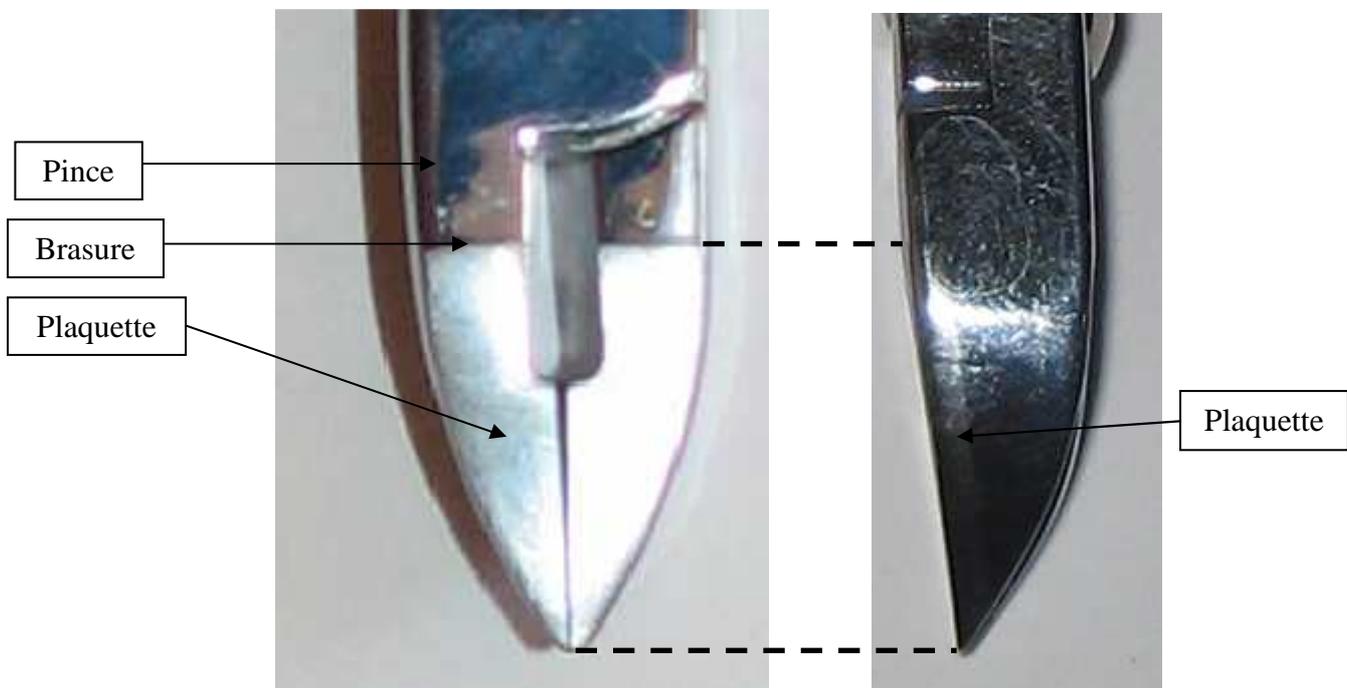


Figure 49 : Photographie descriptive des éléments constitutifs des pinces

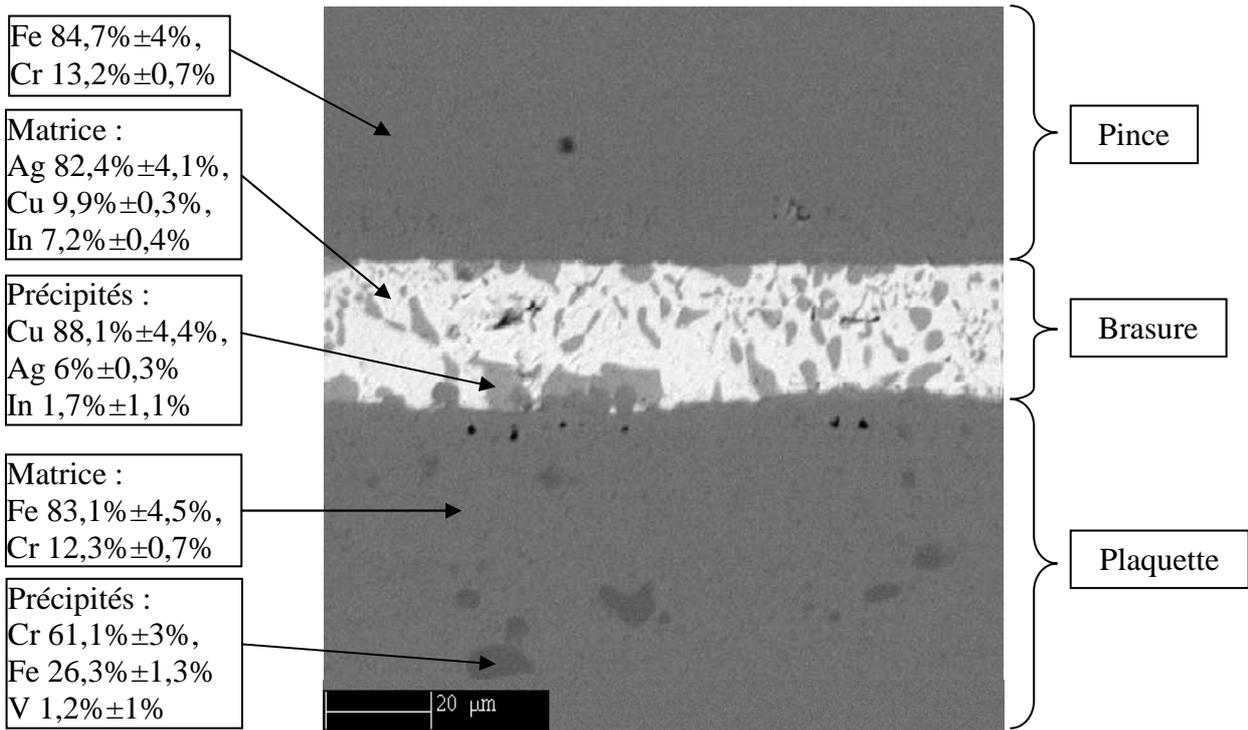


Figure 50. Micrographie en coupe de la pince Dentaurum® (microsonde de Castaing), les analyses sont exprimées en % massiques.

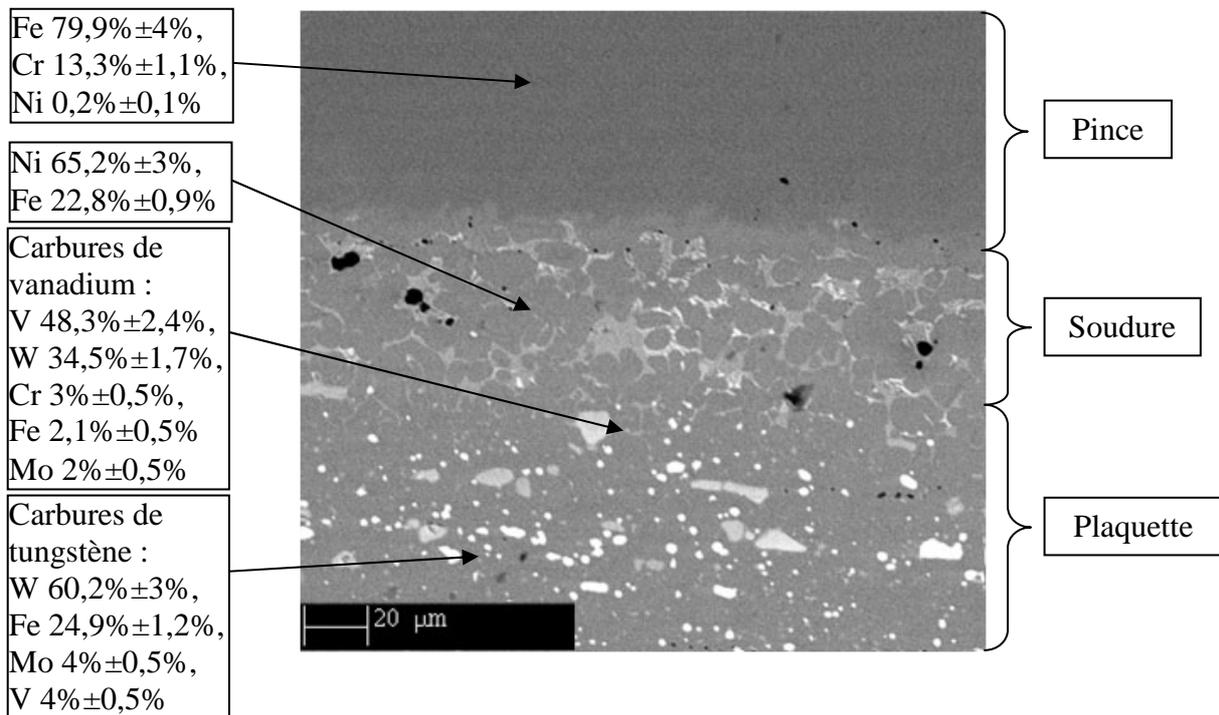


Figure 51. Micrographie en coupe de la pince ETM® (microsonde de Castaing), les analyses sont exprimées en % massiques.

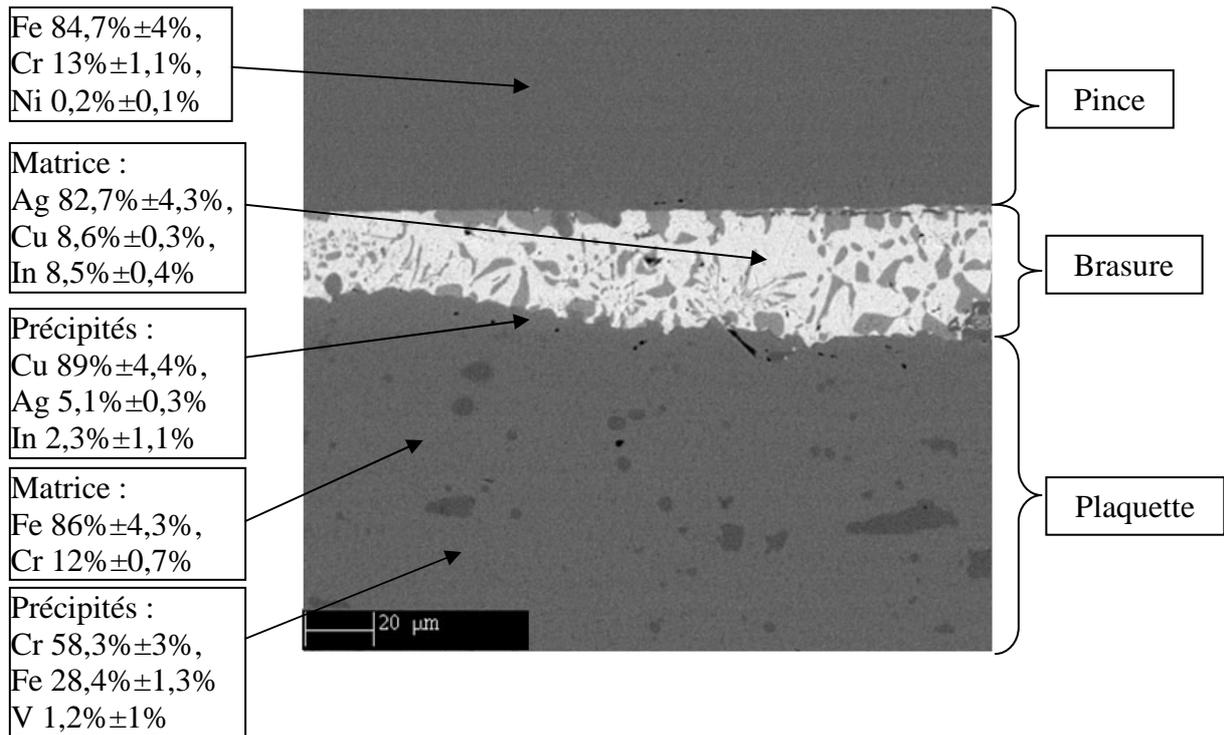


Figure 52. Micrographie en coupe de la pince RMO® (microsonde de Castaing), les analyses sont exprimées en % massiques.

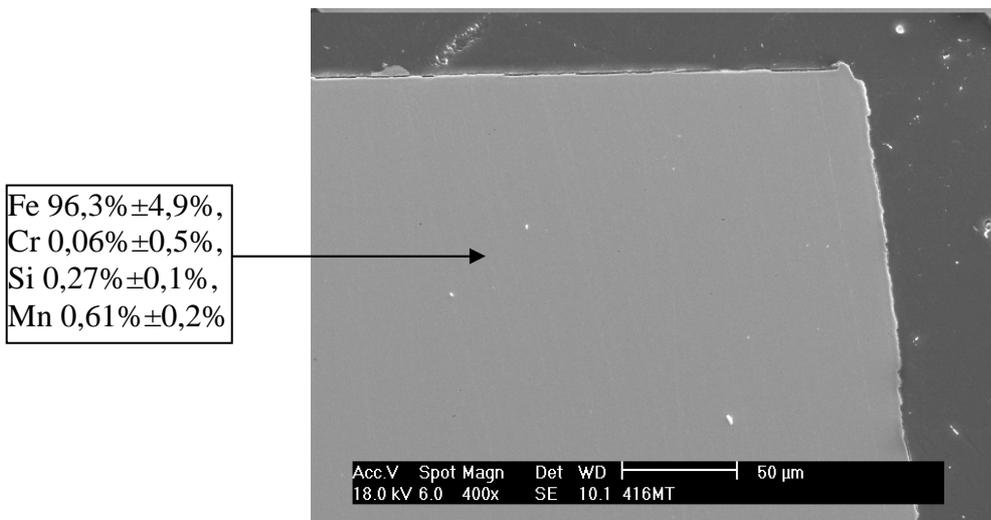


Figure 53 : Micrographie en coupe de la pince Facom® (microsonde de Castaing), les analyses sont exprimées en % massiques.

Les manches des pinces Dentaurem®, RMO® et ETM® sont constitués d’une matrice de fer et chrome en quantités similaires. Il s’agit d’un acier inoxydable ferritique à faible teneur en chrome (environ 13%). En effet, aucune trace de nickel n’a été détectée.

La matrice de la brasure des pinces Dentaurem® et RMO® contient en pourcentages massiques respectivement 82,4% et 82,7% d’argent, 9,9% et 8,6% de cuivre et 7,2% et 8,5%

d'indium. Les précipités de la brasure des pinces Dentaurum® et RMO® contiennent respectivement 6,8% et 5,1% d'argent, 86,7% et 89% de cuivre et 1,7% et 2,3% d'indium.

La soudure de la pince ETM® ne contient ni argent, ni cuivre, ni indium, mais un alliage composé d'une matrice de nickel, de fer et de chrome et de précipités contenant du tungstène, du fer, du molybdène et des traces de chrome.

En ce qui concerne les plaquettes brasées sur les pinces, celles des pinces Dentaurum® et RMO® contiennent une matrice de fer (83% et 86% respectivement) et de chrome (14,3% et 12% respectivement). Les carbures inclus dans cette matrice sont composés de chrome (47,3% et 58,3% respectivement), de fer (43,3% et 28,4% respectivement), avec des traces de vanadium, de nickel et de molybdène.

La plaquette de la pince ETM® présente une composition particulière avec une matrice de fer, chrome et tungstène entourant des carbures de vanadium et de tungstène.

D'autre part, on peut noter la présence, sur toute la périphérie de la pince ETM®, d'une couche de chrome pratiquement pur (99,9%) d'environ 20µm d'épaisseur. Cette couche recouvre également la plaquette et la soudure.

Nous avons, à titre indicatif, comparé les pinces orthodontiques à des pinces coupantes disponibles dans le commerce « grand public », de marque Facom®, et de référence 416.MT, destinées à couper du fil métallique d'un diamètre maximum de 1mm (*Figure 54*). Ces pinces n'ont pas de mors rapportés, et sont « d'une seule pièce », n'ayant pas trouvé de pinces équivalentes à celles orthodontiques. Ce sont des pinces destinées au domaine de l'électronique, et adaptées à la coupe de fil métallique très fin. 5 pinces ont été utilisées, réparties à raison de 1 par groupe de pinces. Bien qu'il ne s'agisse pas de pinces orthodontiques, il paraissait intéressant d'intégrer ces pinces afin de tester leur résistance.



**Figure 54 : Pince Facom®, référence 416.MT**

La pince Facom® est composée de fer à plus de 96%, et de quelques traces de chrome, de silice et de manganèse. Il ne s'agit donc pas d'acier inoxydable. Une couche de phosphate amorphe en surface a été observée au MEB, et identifiée par l'analyse EDS. Il s'agit d'une couche de protection atmosphérique.

Par ailleurs, certaines analyses ne bouclent pas à 100% (par exemple, la somme des éléments mesurée pour les carbures de la plaquette RMO® n'atteint que 88%). Ceci peut être expliqué par la présence de carbures. Le carbone est en effet difficilement analysable à la microsonde.

## 1.2. Synthèse

Les éléments à retenir sont les suivants :

- Un protocole a été mis en place afin d'étudier la composition des pinces de manière quantitative.
- Les pinces sont constituées d'aciers à faible teneur en chrome.
- Les plaquettes brasées présentent une composition caractérisée par la présence de carbures. Les brasures Dentaurem® et RMO® sont à base d'alliage Cuivre-Argent-Indium. La pince ETM® est constituée d'une plaquette soudée sur le corps de la pince. La soudure est à base de fer et de nickel.
- La composition des pinces Dentaurem® et RMO® est très proche, pouvant faire penser à une seule et même origine.
- Les pinces ETM® sont recouvertes d'une couche de chrome pur périphérique, interdite en France pour les instruments chirurgicaux.

## 1.3. Mesure de la dureté des pinces

Les résultats sont présentés dans le *Tableau 6*, les valeurs sont des moyennes de 6 points pour chaque partie, avec l'écart-type correspondant à l'incertitude de mesure (Hv : Hardness Vickers).

**Tableau 6 : Mesure de la dureté des pinces (Hv)**

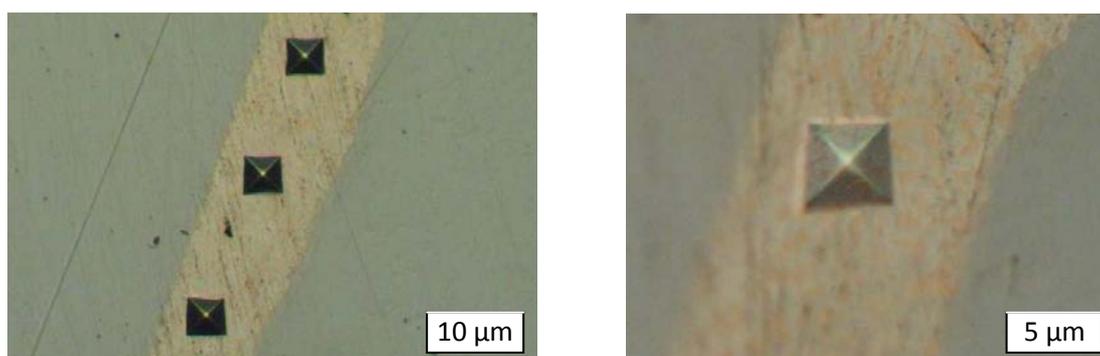
Marque des pinces	Microdureté Vickers de chaque partie des pinces (Hv) : moyenne±écart-type			
	Brasure	Plaquette	Manche	Couche périphérique
Dentaurum®	87Hv±4	835Hv±28	457Hv±57	-
ETM®	465Hv±50	675Hv±25	379Hv±13	617Hv±24
RMO®	98Hv±8	835Hv±28	516Hv±7	-
Facom®	370Hv			-

La dureté du fil de ligature a également été mesurée à 196Hv±3.

Globalement, les duretés des brasures, plaquettes et manches des pinces RMO® et Dentaurum® sont similaires, aux erreurs de mesure près, ce qui va à nouveau dans le sens d'un fabricant unique.

Les valeurs mettent en évidence une dureté nettement plus importante pour la plaquette des pinces Dentaurum® et RMO® que pour celle des pinces ETM®. A l'inverse, les soudures Dentaurum® et RMO® sont beaucoup moins dures que la soudure ETM®. Le manche ETM® est moins dur que celui Dentaurum®, lui-même moins dur que le manche RMO®. Cependant, la pince ETM® est recouverte d'une couche de chrome périphérique d'une dureté supérieure à celle des manches Dentaurum® et RMO®.

A titre comparatif, la dureté de la pince Facom® est nettement plus faible, du même ordre de grandeur que le manche ETM®.



**Figure 55 : Photographies d'empreintes réalisées par la pyramide Vickers dans la brasure Dentaurum® (microscope optique grossissements x500 et x1000)**

#### 1.4. Éléments importants

- La dureté des plaquettes Dentaurum® et RMO® est identique. Elle est supérieure à celle de la plaquette ETM®.

- La plaquette des pinces ETM® étant recouverte de chrome, la dureté de la plaquette correspond en fait à celle de la couche de chrome périphérique, en contact avec le fil de ligature lors de la coupe.
- Nous avons tenté de mesurer la dureté de la partie coupante des pinces à la fin de l'expérimentation, sans détruire les pinces, mais le biseau des mors a empêché de pouvoir faire des mesures planes.

### 1.5. Etude de la structure des différentes phases des alliages constitutifs des pinces

L'attaque au réactif de Catella révèle les microstructures générales des aciers des trois manches des pinces Dentaurum®, ETM® et RMO®. Celles du manche Dentaurum® et du manche RMO® semblent similaires. Dans les deux cas, les joints de grains polygonaux sont assez clairement visibles, certains côtés apparaissant plus épais, comme si une phase grise y avait précipité. L'attaque montre à faible grossissement des plages dispersées plus claires que l'ensemble de la microstructure, et à fort grossissement un aspect granuleux de l'intérieur des domaines polygonaux (*Figure 56, Figure 58*).

La microstructure du manche ETM® contient également des plages claires dispersées au milieu d'une microstructure générale sombre (*Figure 57*). Les différences par rapport aux deux précédents manches apparaissent à plus fort grossissement. Ainsi, la partie sombre de la microstructure semble constituée d'un enchevêtrement d'épis plus ou moins sombres.

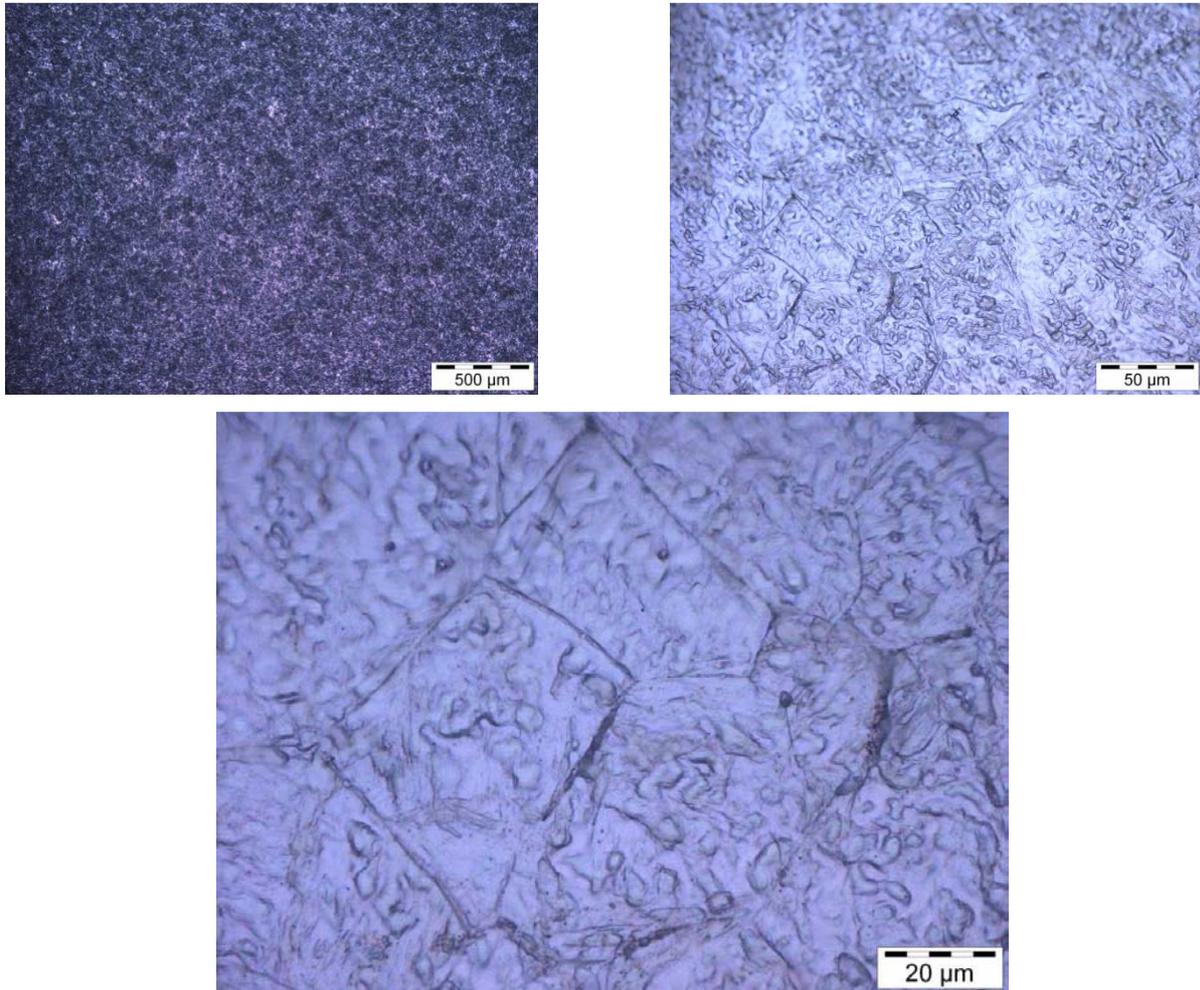
L'analyse en diffraction des rayons X ne révèle pas de différence entre les trois microstructures (*Figure 59*), et les pics de diffraction paraissent associés à un réseau cubique centré Fe-Cr. Seul un petit pic supplémentaire apparaît pour des angles faibles (environ 29°), et ce pour les trois manches.

Etant donnés les hauts niveaux de duretés Vickers précédemment mesurés, ces alliages ne devraient pas être monophasés (ferritiques) comme cela semblait être le cas au MEB en l'absence de contraste de phase.

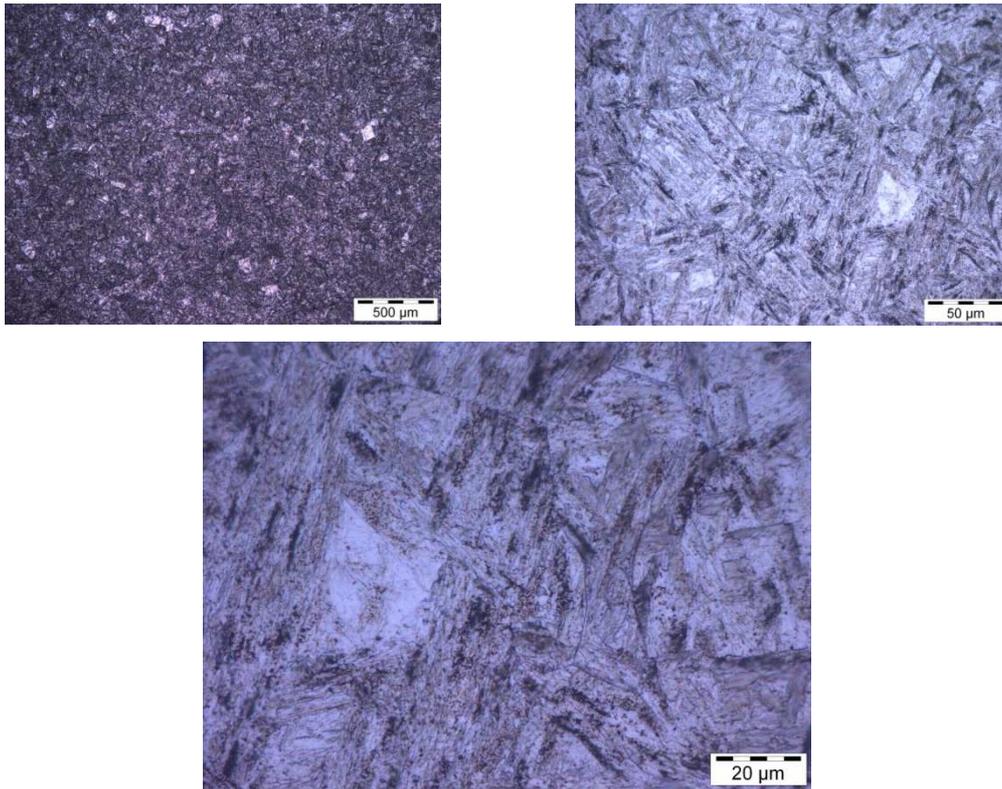
La microstructure du manche ETM® évoque une trempe martensitique, tandis que la dureté mesurée (320 Hv) laisserait penser que cette dernière a été suivie d'un revenu d'adoucissement.

Les microstructures des manches Dentaurum® et RMO® ont probablement été trempées puis exposées à un revenu de trempe différent qui aurait conduit à une quasi-disparition de la

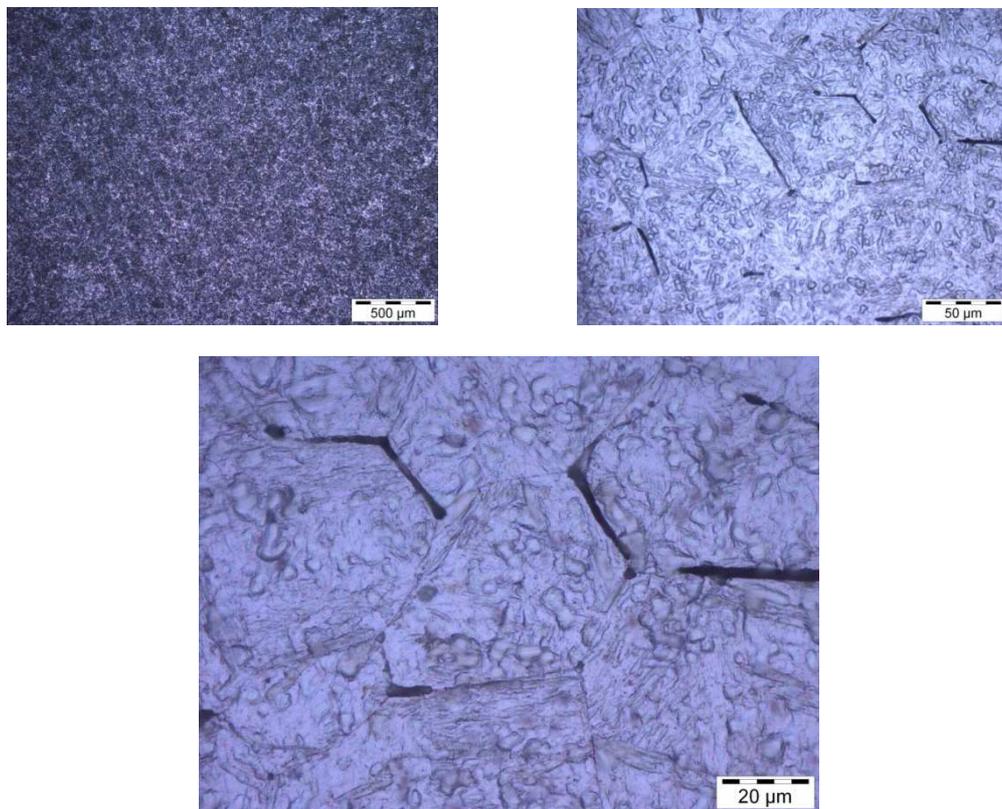
martensite (il semble rester des traces de ces orientations : par exemple sur la micrographie au grossissement x100, *Figure 58*), au profit de nouvelles particules mises en relief par l'attaque Catella (*LACOMBE, 42*) et qui pourraient être à l'origine des hauts niveaux de dureté constatés précédemment pour ces deux manches (environ 500 Hv).



**Figure 56 : Micrographies de l'échantillon du manche de la pince Dentaurem® (microscope optique, grossissements x5, x50 et x100)**



**Figure 57 : Micrographies de l'échantillon du manche de la pince ETM® (microscope optique, grossissements x5, x50 et x100)**



**Figure 58 : Micrographies de l'échantillon du manche de la pince RMO® (microscope optique, grossissement x5, x50 et x100)**

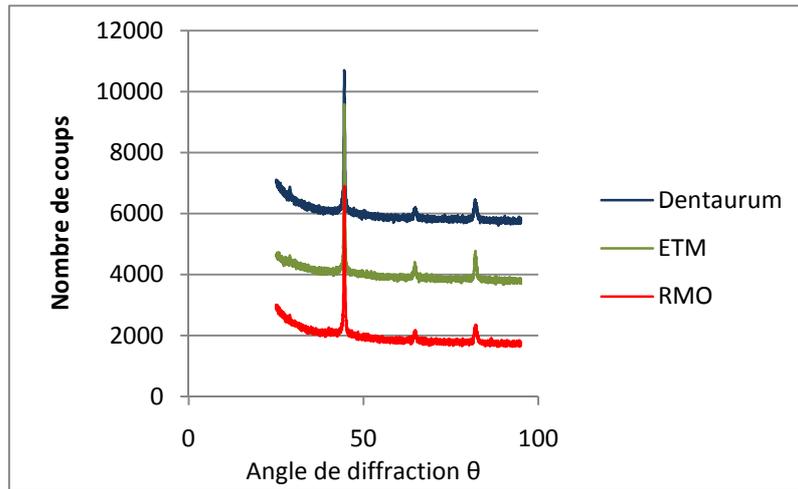


Figure 59 : Spectres de diffraction obtenus pour les manches des pinces Dentaurum®, ETM® et RMO® (Diffractomètre X Pert Pro avec rayonnement cuivre  $K\alpha$  1,54051Å)

### 1.6. Résumé des points principaux

- L'acier inoxydable constitutif du manche des pinces est un acier ferritique fer-chrome cubique centré.
- Les aciers inoxydables entrant dans la constitution des manches Dentaurum® et RMO® sont similaires. Il s'agit d'aciers martensitiques revenus.

### 1.7. Suivi de la masse des pinces

Les pinces ont été pesées au stade initial, et après les cycles 1, 2, 5, 10, 15 et 20 (Tableau 7, Figure 60, Figure 61).

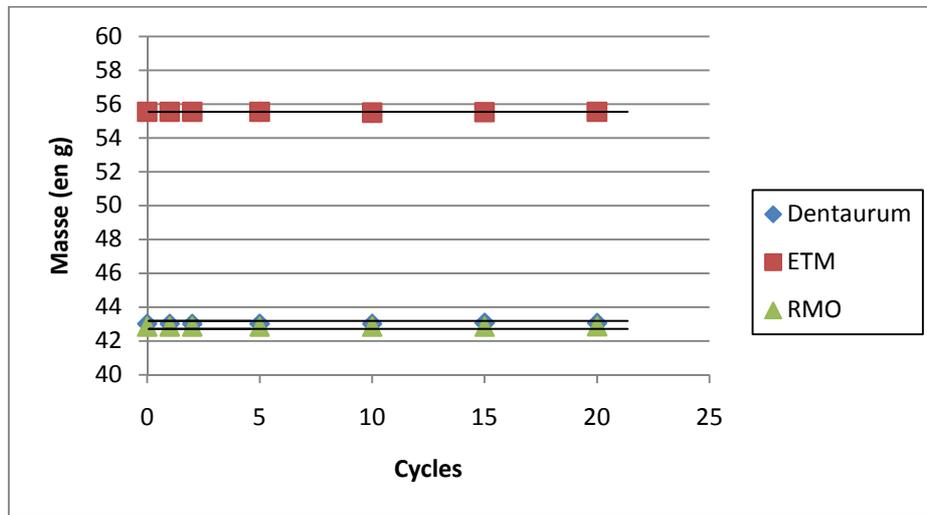
Tableau 7 : Suivi de la masse des pinces au fur et à mesure des cycles (en g)

	Initiale		1er cycle		2e cycle		5e cycle	
	Masse moyenne	Ecart-type						
Dentaurum®	43,011	0,995	43,011	0,995	43,004	0,995	43,013	0,996
ETM®	55,537	6,460	55,534	6,460	55,535	6,461	55,535	6,462
RMO®	42,864	1,132	42,864	1,132	42,864	1,132	42,865	1,132

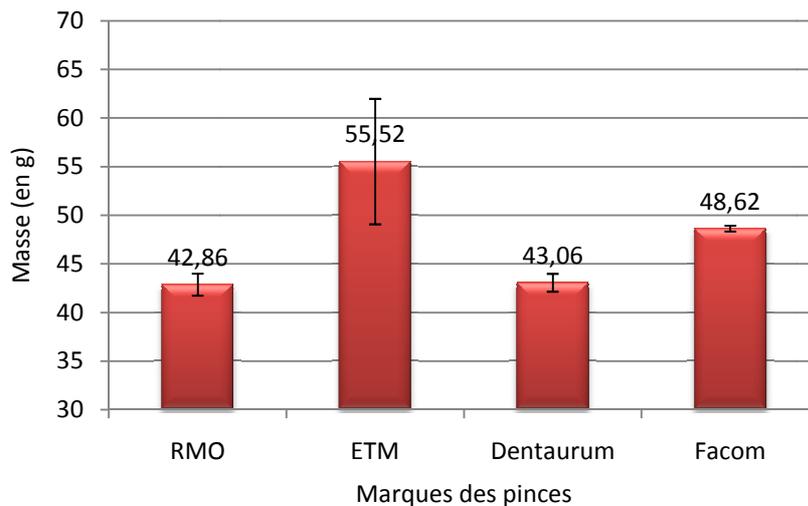
	10e cycle		15e cycle		20e cycle	
	Masse moyenne	Ecart-type	Masse moyenne	Ecart-type	Masse moyenne	Ecart-type
Dentaurum®	43,010	0,995	43,064	0,920	43,053	0,985
ETM®	55,492	6,421	55,524	6,452	55,535	6,462
RMO®	42,860	1,133	42,862	1,132	42,882	1,113

La masse des pinces Dentaurum® et RMO® est pratiquement identique, posant une fois de plus la question d'une éventuelle fabrication unique.

Les résultats sont présentés dans les graphiques suivants :



**Figure 60 : Evolution de la masse moyenne des pinces Dentaurum®, ETM® et RMO® au fur et à mesure des cycles**



**Figure 61 : Masse moyenne des pinces (en g)**

Les valeurs des masses des pinces Facom® ont ici été présentées, à titre indicatif.

Plusieurs constatations peuvent être faites :

- Selon les marques, la masse des pinces est variable. Ainsi, la masse moyennes des pinces ETM® est d'environ 55g, tandis que pour les pinces Dentaurum® et RMO®, elle est d'environ 43g (Figure 60, Figure 61).

- Au sein des pinces ETM®, on peut distinguer 2 sous-groupes : le premier dont la masse moyenne est d'environ 50g, le second dont la masse moyenne est d'environ 62g. Il convient de noter que les pinces ETM® ont été obtenues en 2 fois, et proviennent donc de 2 lots différents. Les résultats sont présentés en annexe, sur les *Figure 129*, *Figure 130* et *Figure 131*.
- La masse des pinces varie très peu, et ces variations sont inférieures à l'erreur de mesure de la balance de précision (0,1 mg). On peut donc estimer que les phénomènes de corrosion sont limités car ils n'entraînent pas de variations de masse des pinces.

### 1.8. En résumé

Les éléments marquants sont :

- La masse des pinces a été mesurée après chaque cycle expérimental.
- Les masses des pinces Dentaurum® et RMO® semblent très proches, ce qui peut être rapproché des compositions de ces pinces, également similaires, laissant penser que leur fabrication est identique.
- Il existe des différences importantes entre la masse des pinces ETM®, d'une part, et celle des pinces Dentaurum® et RMO®, d'autre part.
- De plus, les masses des pinces ETM® sont variables même à l'intérieur d'un même lot, ce qui pose la question de la reproductibilité de fabrication.
- Au fur et à mesure des cycles, les variations de masse des pinces sont minimales, n'indiquant ni perte de masse par usure, ni gain par formation de produits de corrosion.

## 2. Caractérisation des produits de prédésinfection

### 2.1. Mesure du pH des produits de prédésinfection

Les mesures sont présentées dans le *Tableau 8* suivant :

Le pH de l'eau déminéralisée utilisée pour les dilutions est de 6.

**Tableau 8 : Mesure du pH des produits de prédésinfection**

	Ampholysine Plus®	Elusept®	Dy Septi®	Prédolyse®	Dentasept Ultra®
pH du produit	--(*)	12,7	9,6	7,5	5,9
pH dilué (dilution)	9,7 (0,5%)	11,2 (1%)	9,4 (1%)	7,4 (1%)	

(\*) : Ampholysine Plus® pur est une solution non aqueuse, la mesure du pH non dilué n'est donc pas valide.

Dentasept Ultra® est le seul produit dont le pH est acide. La plupart des autres produits ont un pH basique (Ampholysine Plus® et Dy Septi®), voire très basique (Elusept®). Prédolyse® a un pH voisin de la neutralité.

### 2.2. Synthèse

- Un pH neutre a une efficacité détergente-désinfectante moindre qu'un produit basique.
- Le pH des produits est relativement basique, excepté pour Dentasept Ultra® (acide), et pour Prédolyse® (neutre).
- Le pH d'Elusept® est fortement basique, ce qui est un avantage du point de vue de l'action détergente-désinfectante, mais pourrait être un inconvénient du point de vue de la corrosion des aciers. En effet, la couche de passivation constituée de  $\text{Cr}_2\text{O}_3$  peut se dissoudre pour les valeurs de pH le plus basique.
- La mesure du pH d'Ampholysine Plus® non dilué n'est pas valable car il ne s'agit pas, à l'état pur, d'une solution aqueuse. Il est d'ailleurs surprenant que le fournisseur ait trouvé une valeur de pH. Toutefois, le pH des produits dilués, dans les conditions d'utilisation, présente un intérêt.

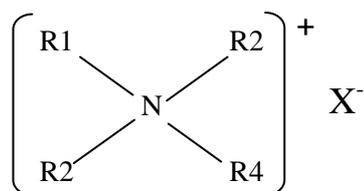
## 2.3. Analyse de la composition des produits de prédésinfection

### 2.3.1. Les principales familles chimiques d'antiseptiques et désinfectants

#### ➤ Les ammoniums quaternaires

Il s'agit d'un ensemble de molécules aux propriétés biologiques diverses : curarisants, muscariniques, ganglioplégiques, inhibiteurs neuro-musculaires, et anti-infectieux (*FLEURETTE & al., 32*). Ce sont des composés bipolaires comportant un pôle hydrophile chargé positivement qui permet à la molécule de s'adsorber sur des surfaces inertes et un pôle hydrophobe cationique. L'ensemble de cette configuration physique en fait des agents surfactifs cationiques avec une activité antimicrobienne et détergente.

La structure générale des molécules du groupe est la suivante :



**Équation 4 : Formule générale des ammoniums quaternaires (d'après *FLEURETTE & al., 32*)**

X<sup>-</sup> est un anion monovalent : ion inorganique de faible masse molaire, halogène, sulfate... ou ion organique de haute masse molaire. R1, R2, R3, R4 sont des radicaux alkyls dont, pour au moins un radical, la longueur de la chaîne doit être comprise entre 8 et 18 atomes de carbone, ou des radicaux hétérocycliques. 3 des radicaux peuvent être inclus dans un cycle amine ou pyridine par l'intermédiaire de l'azote quaternaire.

Les ammoniums quaternaires sont très solubles dans l'eau, l'alcool, l'acétone, parfois dans le chloroforme, peu solubles ou insolubles dans l'éther et le benzène. Par leurs propriétés tensio-actives, ce sont des agents mouillants, émulsionnants et solubilisants, à des concentrations variables en fonction des produits. Les solutions aqueuses sont légèrement alcalines et moussantes après agitation. Les ammoniums quaternaires ont tendance à former des micelles.

Lorsque les ammoniums quaternaires sont utilisés pour la désinfection d'instruments métalliques, il faut leur ajouter 0,5% de nitrite de sodium ou du carbonate de sodium pour éviter la corrosion (*FLEURETTE & al., 32*). Les nitrites sont, en effet, des inhibiteurs de corrosion classiques des aciers (*BEUCLER-BOUR, 15*).

➤ Les composés chlorés

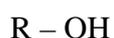
Le chlore et l'iode ont été très utilisés comme agents désinfectants dès leur caractérisation à la fin du XVIIIe et au début du XIXe siècle. Le chlore, et tous ses dérivés actifs, sont hydrolysés en solution pour une certaine part, pour donner de l'acide hypochloreux (HClO). On y trouve également le chlore moléculaire (Cl<sub>2</sub>), et l'ion hypochlorite (ClO<sup>-</sup>).

L'effet létal est le résultat de l'action directe du chlore sur certains constituants de la cellule. L'attaque de la membrane, des protéines et des enzymes cellulaires serait due à la forme non dissociée de l'acide hypochloreux, bien que l'hypochlorite agisse probablement également (*FLEURETTE & al., 32*). Le chlore possède une activité sporicide en endommageant les parois sporales, empêchant ainsi les processus de germination. L'activité antibactérienne est maximale à pH 5, valeur à laquelle la dissociation de l'acide hypochloreux est minimale. En milieu acide, du chlore volatil est formé et il y a perte d'activité. A pH alcalin, l'action antimicrobienne est diminuée car l'acide hypochloreux passe à l'état d'hypochlorite, plus stable mais moins actif.

Le chlore est hautement réactif et peut se lier aux matières organiques, avec comme corollaire une diminution de l'activité bactéricide. En présence d'un excès de matière organique, par exemple dans l'eau, le chlore n'apparaît pas être le désinfectant de choix. Du fait de son pouvoir corrosif important, le chlore ne doit pas être employé en présence de parties métalliques. Divers composés chlorés existent, inorganiques (hypochlorites de sodium, hypochlorites de calcium, hypochlorites de magnésium, hypochlorites d'ammonium, chloroforme) ou organiques (chloramines, halazone, hydantoïne, trichloromélamine).

➤ Les alcools

La structure générale des alcools se caractérise par la présence d'un groupement OH :



Équation 5 : Formule générale des alcools (*d'après FLEURETTE & al., 32*)

L'alcool est obtenu par la fermentation du sucre grâce à des levures. Il peut également être obtenu par hydratation de l'éthylène à partir de diverses sources gazeuses, ou par hydratation de l'acétylène en acétaldéhyde qui sera hydrogéné à son tour en alcool éthylique. On distingue 3 classes d'alcools selon le nombre d'atomes d'hydrogène attachés à l'atome de carbone

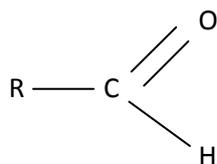
porteur du groupe OH : les alcools tertiaires  $R_3COH$ , les alcools secondaires  $R_2CHOH$  et les alcools primaires  $RCH_2OH$  auxquels se rattache le méthanol  $CH_3OH$ . Ces 3 classes se distinguent essentiellement par leur comportement vis-à-vis des oxydants : les alcools tertiaires ne sont pas attaqués, les alcools secondaires donnent des cétones  $R_2C=O$ , les alcools primaires donnent des aldéhydes  $RCH=O$ , oxydés en acides  $RCO_2H$ .

De nombreux alcools possèdent des propriétés antiseptiques comme l'éthanol ou alcool éthylique, mais aussi l'alcool isopropylique et l'alcool benzylique. Les glycols comme l'éthylène glycol sont plutôt considérés comme des désinfectants.

Les alcools sont souvent utilisés comme solvants d'autres antiseptiques, ils sont bactéricides plutôt que bactériostatiques, agissent rapidement et sont peu toxiques. Ils ont cependant un faible pouvoir de pénétration et ne doivent être utilisés que sur des surfaces propres. Le mécanisme d'action est peu connu, cependant la dénaturation des protéines et la dissolution de la membrane lipidique responsable de la fuite des composants intracytoplasmiques semble en constituer le principal phénomène. Ce mécanisme nécessite la présence d'eau. En son absence, les protéines ne sont pas dénaturées aussi rapidement. De ce fait, l'alcool absolu est moins bactéricide que l'alcool à 70% qui est considéré comme la dilution la plus efficace. L'action de l'alcool est diminuée en présence de matières organiques.

### ➤ Les aldéhydes

Il s'agit de corps dérivant des alcools primaires par élimination d'hydrogène. Ils répondent à la formule :



Équation 6 : Formule générale des aldéhydes (d'après FLEURETTE & al., 32)

Parmi les nombreux dérivés ou composés de cette famille, seuls quelques-uns possèdent des propriétés intéressantes comme désinfectants le plus souvent, comme antiseptiques plus rarement. Le formaldéhyde et le glutaraldéhyde sont les composés les plus actifs en désinfection. Le formaldéhyde est utilisé comme désinfectant sous forme liquide, sous forme gazeuse ou sous forme d'aérosol. Les utilisations du formaldéhyde comme antiseptique sont limitées. Le glutaraldéhyde est un dialdéhyde soluble dans l'eau et l'alcool, très réactif avec les protéines. Cependant, les agents transmissibles non conventionnels (prions) responsables

des encéphalites subaiguës spongiformes (maladie de Kreutzfeld-Jacob) résistent au glutaraldéhyde. Il est utilisé pour la désinfection à froid des matériels qui ne supportent pas l'autoclavage : matériel d'anesthésie, respirateurs, appareils d'hémodialyse et surtout endoscopes. Toutefois, son utilisation doit être précédée d'un nettoyage, dont le but est de débarrasser le matériel des matières organiques. Il est pour cela préférable d'utiliser un produit détergent ou détergent-désinfectant sans glutaraldéhyde, qui coagule les protéines et entrave ainsi l'action du détergent. Un rinçage est ensuite nécessaire, afin d'éliminer le produit détergent qui peut être incompatible avec le glutaraldéhyde. La désinfection s'effectue par trempage dans un produit contenant du glutaraldéhyde à une concentration qui ne doit pas être inférieure à 1% (FLEURETTE & al., 32). Il a une action corrosive extrêmement réduite.

➤ La chlorhexidine

La chlorhexidine est un bisbiguanide, c'est-à-dire l'association de 2 groupements biguanides, procurant ainsi une activité antiseptique (Figure 62). Il s'agit d'une substance cristalline, fortement basique, et pratiquement insoluble dans l'eau. Seuls ses sels, plus solubles, sont de ce fait utilisés. En tant que substance cationique, la chlorhexidine est compatible avec les antiseptiques cationiques tensio-actifs que sont les ammoniums quaternaires qui augmentent la solubilité de l'antiseptique et son efficacité anti-microbienne, avec les alcools et quelques dérivés phénoliques. Elle est incompatible avec les autres antiseptiques, en particulier les halogénés et les aldéhydes. La chlorhexidine réagit avec les charges électro-négatives de la surface bactérienne qu'elle neutralise avant de les inverser. L'adsorption de la chlorhexidine est très rapide, proportionnelle à la concentration de l'antiseptique et à l'importance du nombre de bactéries. Elle altère la membrane, aboutissant à sa destruction et entraîne aussi des changements d'hydrophobicité de la bactérie. L'activité de la chlorhexidine est diminuée en présence de substances interférentes comme les matières organiques (sérum, sang).

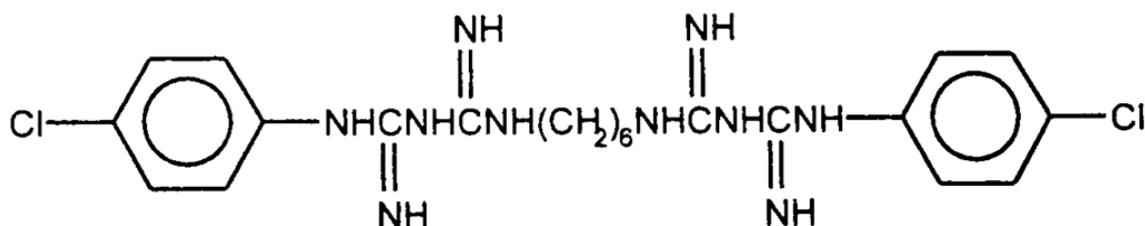


Figure 62 : Formule de la chlorhexidine (d'après FLEURETTE & al., 32)

### 2.3.2. Les inhibiteurs de corrosion

Un inhibiteur de corrosion est une substance chimique qui, ajoutée en faibles concentrations dans le milieu agressif, réduit ou empêche la corrosion du métal (*BEUCLER-BOUR, 15*). L'inhibition résulte, de manière très générale, de la modification des propriétés de surface du métal, par des processus tels que la passivation ou la formation de films de produits adsorbés (*RAPIN, 56*). Il est spécifique du métal à inhiber, ainsi que du milieu dans lequel il est immergé. L'inhibiteur peut agir suivant différents mécanismes et se classer dans 2 catégories distinctes :

- Les inhibiteurs de type I, de nature organique. Ce sont essentiellement des carboxylates (benzoates, benzoates substitués, phtalates), qui n'ont pratiquement pas d'effet inhibiteur en l'absence d'oxygène dissous. Ces inhibiteurs s'adsorbent fortement à la surface du métal, et contrarient ainsi les réactions de corrosion. Ils peuvent être anodiques, cathodiques ou mixtes.
- Les inhibiteurs de type II, principalement minéraux (qui se différencient des premiers puisqu'ils peuvent agir en milieu désaéré). Les nitrites, molybdates, chromates, borates appartiennent à cette famille. On distingue parmi ce groupe des inhibiteurs oxydants ou passivants tels les chromates, les nitrites, les molybdates ou les tungstates, mais il existe également des inhibiteurs formant des couches de conversion, avec parmi eux les silicates ou les phosphates. Une couche de conversion est une couche de produit insoluble dont la formation résulte de la combinaison des cations libérés par la corrosion du métal, et des ions présents dans le milieu (*RAPIN, 56*). Il s'agit par exemple, du traitement de phosphatation.

Dans l'analyse des produits de prédésinfection, on sera vigilant à essayer de repérer ces éléments.

### 2.3.3. Ampholysine Plus® (ANIOS)

Ampholysine Plus® a été injecté dilué au 1/1000<sup>e</sup> de la façon suivante : 4µL de produit dilués dans 3 mL de méthanol et 1 mL d'eau distillée. Les résultats sont présentés dans le chromatogramme suivant (*Figure 63*) :

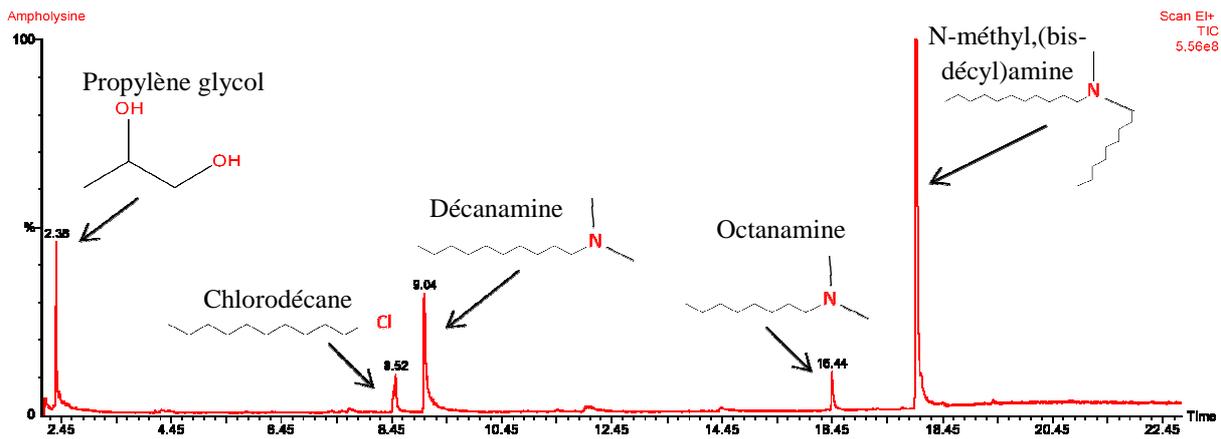


Figure 63 : Chromatogramme d'Ampholysine Plus®, enregistrement du nombre de coups en unités arbitraires, en fonction du temps

Les composés identifiés (chlorodécane, décaneamine, heptadécaneamine, diméthylhexylamine, octaneamine, N-méthyl,(bis-décyl)amine) correspondent en majeure partie à des fragments d'ammoniums quaternaires, qui ont été dégradés lors du passage dans la colonne. Ces composés sont des tensioactifs cationiques, et ont un rôle détergent, antibactérien et antifongique. L'agent anti-corrosion, sans doute présent en faible teneur, semble difficile à identifier. Le biguanide, entrant dans la composition de la chlorhexidine, n'a pas été identifié non plus. La présence de chlorures peut être notée, induisant un pouvoir corrosif sur le métal.

#### 2.3.4. Elusept® (Pierre Fabre)

Afin d'obtenir des pics d'intensité suffisante pour effectuer des mesures, le produit a été injecté pur (Figure 64). Le produit contiendrait de l'alcool isopropylique, selon la fiche descriptive du produit.

Le polymère d'éthylène glycol détecté a un rôle de tensioactif, désinfectant, de même que le dodécaneol, le diéthylène glycol monododécyl éther, l'heptaéthylène glycol monododécyl éther, ou l'octaéthylène glycol monododécyl éther. On retrouve un ensemble de fragments d'ammoniums quaternaires au pouvoir détergent. Plusieurs éléments chlorures sont également présents, pouvant intervenir dans les phénomènes de corrosion des instruments. Aucun aldéhyde n'est retrouvé, conformément à la notice du fournisseur.

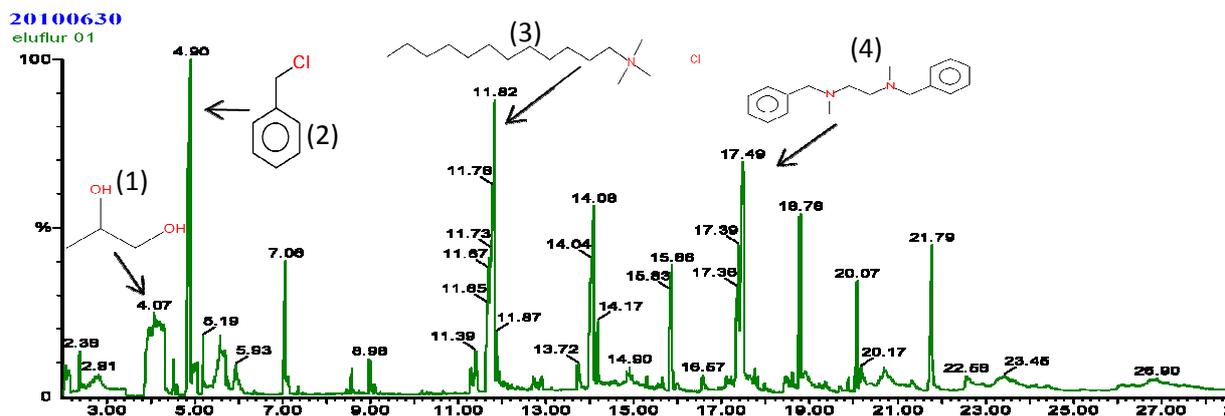


Figure 64 : Chromatogramme d'Elusept®, enregistrement du nombre de coups en unités arbitraires, en fonction du temps

(1) : Polymère d'éthylène glycol, (2) : Chlorure de benzyle, (3) : Chlorure de dodécyltriméthylammonium, (4) : Bisphénylméthyl diméthyléthanediamine

### 2.3.5. Dy Septi® (Dentsply)

Dy Septi® a été injecté dilué au 1/1000<sup>e</sup> de la façon suivante : 4µL de produit dilués dans 3 mL de méthanol et 1 mL d'eau distillée. Les résultats sont présentés dans le chromatogramme suivant (Figure 65) :

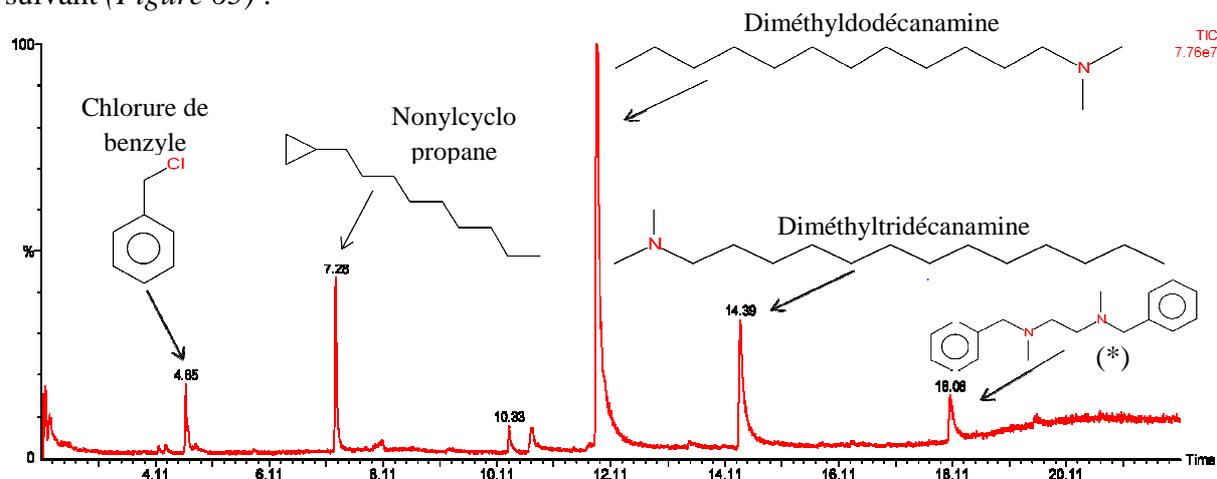
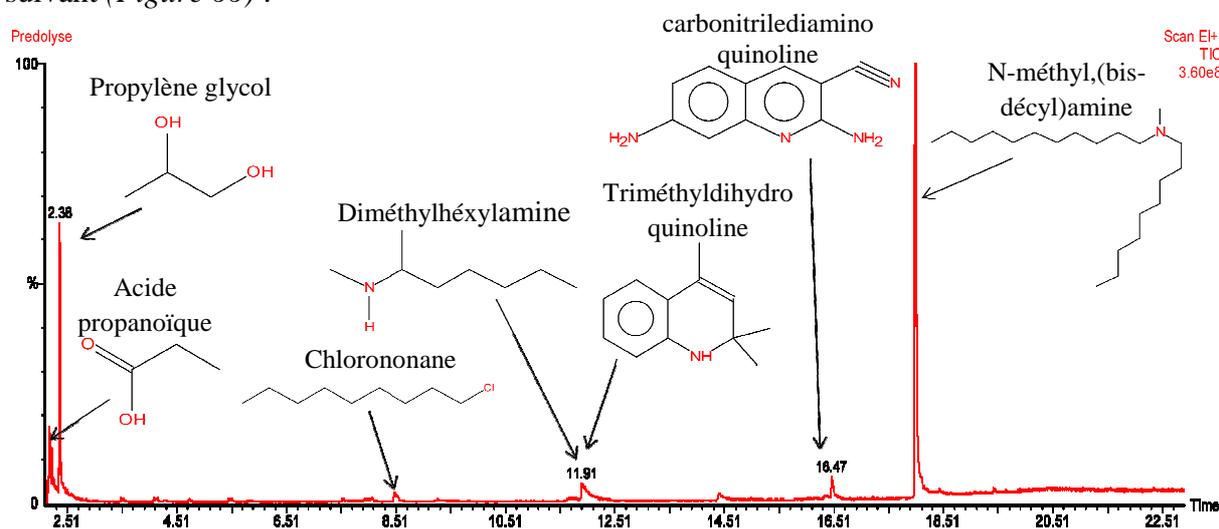


Figure 65 : Chromatogramme de Dy Septi®, enregistrement du nombre de coups en unités arbitraires, en fonction du temps (\*) : bisphénylméthyl diméthyléthanediamine

On retrouve des fragments de chaînes alkyles d'ammoniums quaternaires. Les éléments alcools, au rôle désinfectant, sont également présents. Le 1<sup>er</sup> pic correspond sans doute à une fraction hautement volatile, donc mal séparée, et mal identifiée. L'inhibiteur de corrosion annoncé par le fournisseur n'a pas été retrouvé.

### 2.3.6. Prédolyse® (Pred)

Prédolyse® a été injecté dilué au 1/1000<sup>e</sup> de la façon suivante : 4µL de produit dilués dans 3 mL de méthanol et 1 mL d'eau distillée. Les résultats sont présentés dans le chromatogramme suivant (*Figure 66*) :



**Figure 66 : Chromatogramme de Prédolyse®, enregistrement du nombre de coups en unités arbitraires, en fonction du temps**

Le biguanide n'est pas retrouvé, comme dans le cas d'Ampholysine Plus®. Le produit est annoncé sans chlorures, mais le biguanide entre dans la composition de la chlorhexidine, et contiendrait donc du chlore. Du chlorononane est également retrouvé (1,8%), confirmant la présence de chlorures, nocifs pour les aciers. Cette présence a été confirmée par un test au nitrate d'argent (*CHARLOT, 18*). Le composé principal est le N-méthyl,(bis-décyl)amine, ammonium quaternaire à rôle de détergent.

### 2.3.7. Dentasept Ultra® (ANIOS)

Le produit a été injecté pur, conformément aux recommandations du fournisseur (*Figure 67*). Le glutaraldéhyde a un rôle de désinfectant, et non de détergent. Ce produit a donc un rôle incomplet. D'après la notice, les instruments doivent déjà avoir été nettoyés avant d'être plongés dans ce produit. Il n'est donc pas adapté à la pratique dentaire, et risque même de fixer les protéines, dont le prion (*SILVIN, 60*).

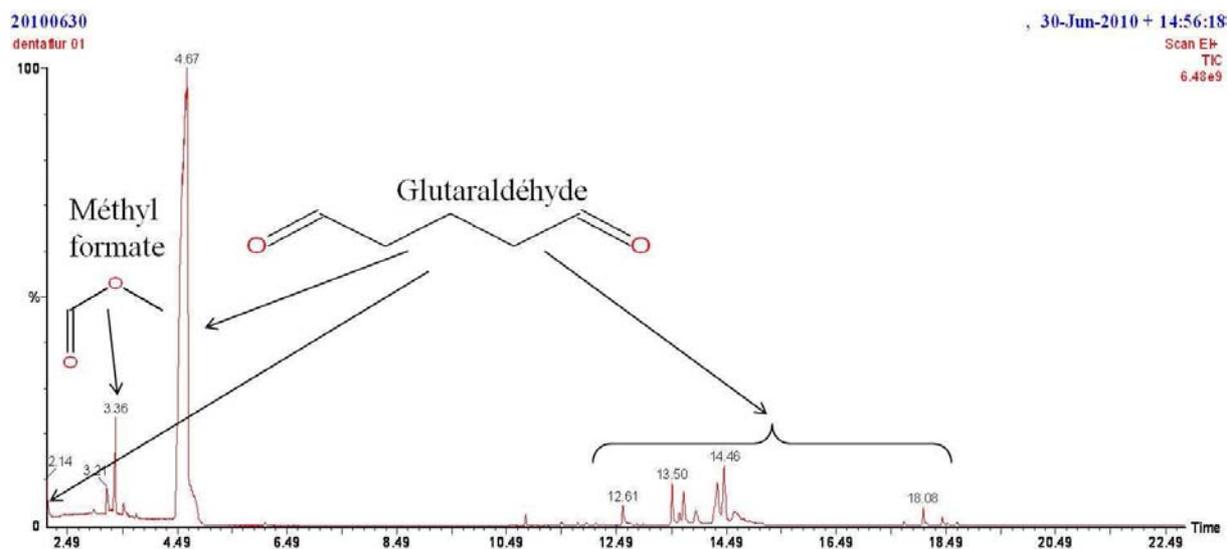


Figure 67 : Chromatogramme de Dentasept Ultra®, enregistrement du nombre de coups en unités arbitraires, en fonction du temps

### 2.3.8. Eléments à retenir

- Un protocole a été élaboré pour l'analyse de la composition des produits de prédésinfection par chromatographie en phase gazeuse<sup>4</sup>.

- Les produits ont été dilués au 1/1000<sup>e</sup>, sauf Elusept® et Dentasept Ultra® qui ont été injectés purs. Les éléments ont, pour la plupart, été fractionnés lors de l'analyse. Les composés polaires et de gros poids moléculaire ont été dégradés, et seuls les produits d'élimination sont mesurés. L'ordre de sortie des différentes structures peut paraître illogique, mais cela est dû au fait que les éléments identifiés correspondent à des fragments de produits peu volatiles décomposés par la chromatographie en phase gazeuse.

Les éléments légers, quant à eux, ne sont pas retenus par la colonne. C'est ce qui a obligé à injecter les produits purs dans le cas d'Elusept® et Dentasept Ultra®, étant donné le peu de pics observés, et leur faible intensité initiale. Dentasept Ultra® s'utilise, par ailleurs, non dilué.

- Les compositions établies rejoignent, dans l'ensemble, celles données par les fournisseurs. Les produits sont relativement proches en composition les uns par rapport aux autres, sauf Dentasept Ultra® (Tableau 9).

- La plupart des produits de prédésinfection analysée présente des ammoniums quaternaires, plus ou moins fractionnés, responsables du pouvoir désinfectant. Ceci est en accord avec les

<sup>4</sup> Collaboration avec le Laboratoire d'Etudes et de Recherche sur le MATériau Bois (LERMAB)

fiches descriptives des différents produits. Toutefois, il convient de noter que certains autres composés sont communs à plusieurs produits. On retrouve ainsi le propylène glycol dans Ampholysine Plus® et dans Prédolyse®, ainsi que le diméthylhexylamine. Ces deux produits ont d'ailleurs une composition relativement proche. On peut remarquer que Prédolyse® contient des composés chlorés, en faible quantité (1,8% pour le chlorure de benzyle), contrairement à ce qui est annoncé sur la fiche descriptive du produit. Le biguanide qu'il contient induit également la présence de chlore. L'isothiocyanatocyclohexane est retrouvé dans Dentasept Ultra®, dans Prédolyse®, Elusept® et Dy Septi®, à des pourcentages allant de 1,5% à 2,5%. Le triméthylhydroquinoline est retrouvé dans Dentasept Ultra®, Prédolyse®, et Elusept®. Le diméthylpropanediamine est retrouvé dans Prédolyse® et Elusept®.

**Tableau 9 : Comparatif entre la composition des produits de prédésinfection annoncée par les fournisseurs et celle déterminée par l'analyse expérimentale**

Produit	Données fournisseur		Résultats analyse		Remarques
	pH (dilué)	Composition chimique	pH (dilué)	Composition chimique	
Ampholysine Plus®	7,5	- Agent anti-corrosion - Ammonium quaternaire avec chlorures - Biguanide - Tensio-actif non ionique	9,7	- Propylène glycol - Ammoniums quaternaires avec chlorures	Pas de biguanide ni d'agent anti-corrosion identifiés
Elusept®	non communiqué	- Alcool isopropylique - Tensio-actifs cationiques et non ioniques - Complexants alcalins	11,2	- Tensio-actifs - Ammoniums quaternaires - Chlorures	Présence de chlorures
Dy Septi®	non communiqué	- Polyhexanide - Tensio-actifs - Inhibiteur de corrosion	9,4	- Ammoniums quaternaires - Alcools	Pas d'inhibiteur de corrosion retrouvé
Prédolyse®	7	- Sel organique d'ammoniums quaternaires - Polyhexaméthylène biguanide - Sans dérivés chlorés ni aldéhyde	7,4	- Propylène glycol - Ammoniums quaternaires - Chlorures	Présence de chlorures
Dentasept Ultra®	6	- Glutaraldéhyde - Catalyseur d'effet de surface	5,9	- Glutaraldéhyde	∅

- Dentasept Ultra®, bien que recommandé par l'Association Dentaire Française (22), n'est pas adapté à la pratique dentaire, car les instruments doivent être nettoyés avant d'être immergés dans ce produit, au pouvoir uniquement désinfectant. Dentasept Ultra® risque même de fixer certaines protéines.

- Les inhibiteurs de corrosion, annoncés par les fournisseurs (Ampholysine Plus® de chez ANIOS et Dy Septi® de chez Dentsply, en particulier), n'ont pas été retrouvés lors de l'analyse. Ils sont donc soit absents, soit très dilués et donc indétectables. La question de leur efficacité peut alors se poser.
- Le biguanide d'Ampholysine Plus et de Prédolyse® est trop petit pour être mesuré, et il est éliminé en même temps que le solvant. Le biguanide entre, par ailleurs, dans la composition de la chlorhexidine, et contient donc nécessairement du chlore.

### 3. Etude électrochimique

L'objectif de cette étude est de déterminer des indicateurs quantitatifs autres que visuels, pour apprécier si les cycles de stérilisation altèrent les propriétés des pinces utilisées. On cherche à obtenir une chute ou une augmentation importante des paramètres. Les paramètres électrochimiques de chaque partie des pinces ont été déterminés,  $E_{corr}$ ,  $R_p$  et  $I_{corr}$ , ceci sur une période de 12 heures. Cette durée ne correspond pas à la durée d'immersion recommandée par les fournisseurs, mais a pour but d'étudier les matériaux de façon plus complète, afin d'être certain d'avoir atteint une stabilisation des paramètres.

#### 3.1. Etude des différentes parties des pinces

Les différentes parties de pinces ont été montées en électrodes, puis ont été immergées dans les cinq bains pré-désinfectants proposés. Le montage expérimental à trois électrodes a permis le suivi électrochimique des alliages.

Ce suivi des paramètres électrochimiques a été effectué sur 12 heures, afin de mettre en évidence les variations et d'atteindre un équilibre (*Figure 68*, *Figure 69*). Cette durée peut également correspondre à un « oubli » des pinces dans le bac de prédésinfection. En effet, au quotidien, en pratique dentaire libérale, les instruments peuvent parfois rester plus longtemps dans le bac, si le rythme de travail entraîne un retard dans la stérilisation.

Le potentiel de corrosion (noté  $E_{corr}$ ), la résistance de polarisation (notée  $R_p$ ) ont été suivis en fonction du temps. Les courbes intensité-potential ont été tracées à l'issue des 12 heures d'immersion.

La comparaison de ces valeurs permet d'indiquer l'alliage le plus résistant à la corrosion, selon des critères :

- Plus  $E_{corr}$  est élevé, plus le matériau est noble.
- Plus  $R_p$  est grande, plus la densité de courant de corrosion ( $I_{corr}$ ) est faible, donc plus la vitesse de corrosion est faible.
- L'intensité et la longueur du palier caractérisent l'aptitude à la passivation.

Une faible valeur de courant de corrosion sur le palier, associée à un palier s'étendant sur une plage de potentiel importante, traduit une bonne aptitude à la passivation. L'allure de ces courbes détermine donc le comportement des constituants des pinces orthodontiques.

Il convient de préciser que, en ce qui concerne la couche de chrome périphérique de la pince ETM®, il était impossible d'isoler cette couche et d'en constituer une électrode pour l'étudier électrochimiquement, étant donnée sa faible épaisseur (20 µm). Un bloc de chrome pur a donc été utilisé en substitution, monté en électrode et immergé dans les différents produits de prédésinfection.

De la même façon, pour la brasure des pinces Dentaaurum® et RMO® et la soudure ETM®, étant donnée la faible épaisseur de chacune, il a été nécessaire de synthétiser un alliage de composition identique par fusion à induction. Les brasures des pinces Dentaaurum® et RMO® ayant pratiquement la même composition, il a été choisi de n'élaborer qu'un seul alliage représentant les 2 brasures.

Une sélection de courbes caractéristiques est présentée ci-dessous ; elle représente le comportement du manche de la pince Dentaaurum® lors de l'étape de prédésinfection, dans les solutions étudiées. L'ensemble des courbes correspondant à chaque partie de chaque pince est présenté en annexe.

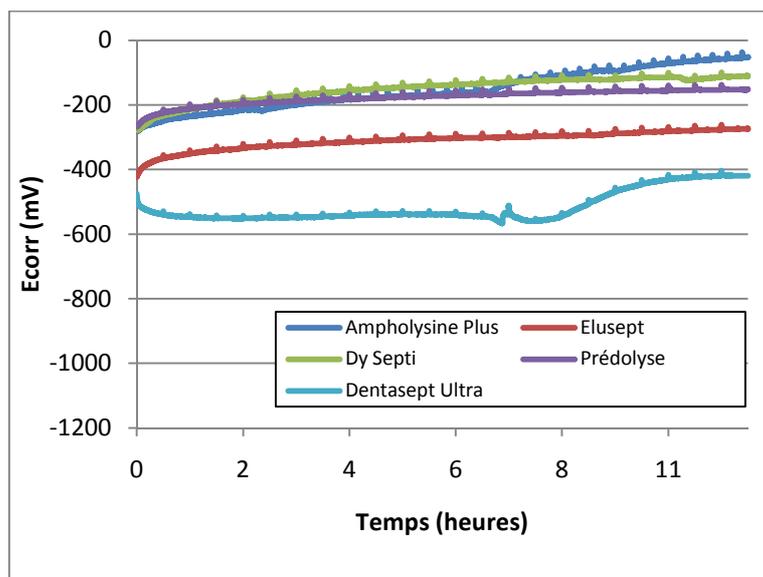
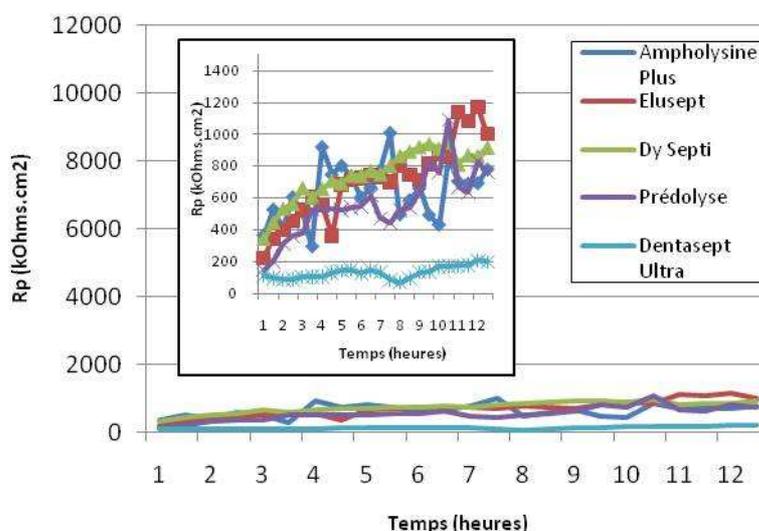


Figure 68 : Suivi du potentiel de corrosion ( $E_{corr}$ ) en fonction du temps pour le manche Dentaaurum® dans les différents produits de prédésinfection

L'ensemble des potentiels de corrosion augmente très légèrement en fonction du temps, quel que soit le produit de prédésinfection, montrant ainsi une tendance à la passivation du manche (*Figure 68*). Les valeurs de  $E_{\text{corr}}$  sont légèrement plus élevées pour Ampholysine Plus®, Dy Septi® et Prédolyse®, indiquant un comportement plus noble du manche dans ces produits que dans Dentasept Ultra®, par exemple, ou dans Elusept®, qui occupe une position intermédiaire. L'écart maximal en potentiel est de l'ordre de 400 mV.



**Figure 69 : Suivi de la résistance de polarisation ( $R_p$ ) du manche Dentaurem® dans les différents produits de prédésinfection**

En ce qui concerne la résistance de polarisation, les valeurs augmentent de façon importante dans Prédolyse®, Elusept®, Dy Septi® et Ampholysine Plus® (*Figure 69*). Elles restent pratiquement constantes dans Dentasept Ultra®, et sont également beaucoup plus faibles ( $200 \text{ k}\Omega/\text{cm}^2$  à 12 heures contre  $1000 \text{ k}\Omega/\text{cm}^2$  pour Elusept® à 12 heures, soit 5 fois moins). Ceci indique que le manche Dentaurem® présente un comportement relativement noble dans 4 produits, et une résistance à la corrosion plus faible dans Dentasept Ultra®.

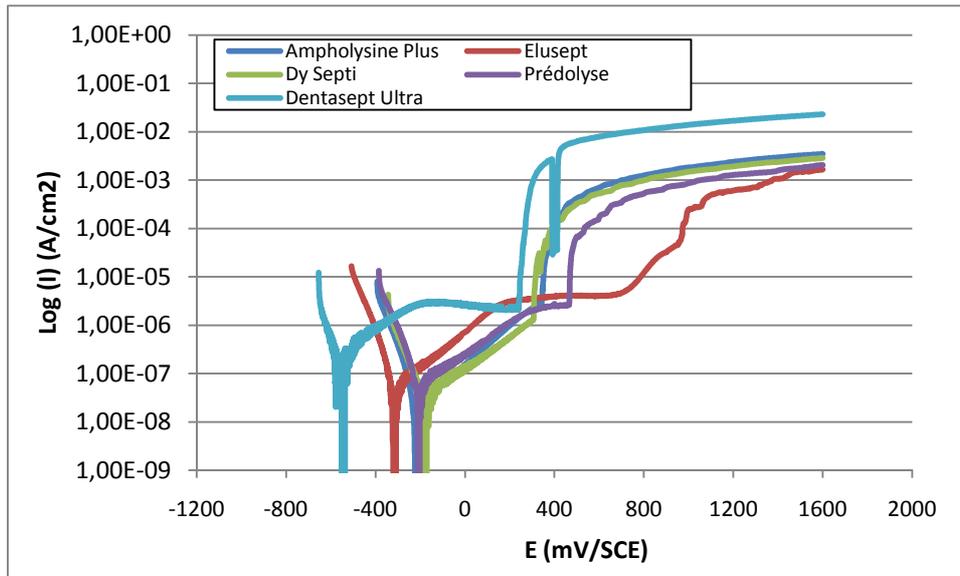


Figure 70 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel ( $I_{\text{corr}}$ ) pour le manche Dentaurum®

Les  $I_{\text{corr}}$ , extrapolés par TAFEL, correspondant au manche Dentaurum® dans les différents produits de corrosion présentent des valeurs faibles, de l'ordre de  $10^{-6}$  A/cm<sup>2</sup> (Figure 70), voire  $10^{-7}$  A/cm<sup>2</sup>, traduisant une vitesse de corrosion faible ( $V_{\text{corr}}$  entre 10  $\mu\text{m}$  et 1  $\mu\text{m}$  par an). Dans Dentasept Ultra®,  $I_{\text{corr}}$  atteint  $10^{-6}$  A/cm<sup>2</sup>, tandis que dans les autres produits,  $I_{\text{corr}}$  est d'environ  $10^{-7}$  A/cm<sup>2</sup>. Cette différence d'un ordre de grandeur est significative et rejoint les résultats des mesures de  $R_p$ . Globalement, le manche Dentaurum® présente un palier de passivation dans tous les produits, mais il s'arrête plus rapidement dans Ampholysine Plus®, dans Prédolyse® et dans Dy Septi® que dans Dentasept Ultra® et dans Elusept®. Si on définit un potentiel de piqûration  $E_p$ ,  $E_p$  le plus faible (matériau le moins résistant à la piqûre) est obtenu dans Dentasept®.

De ce premier paragraphe,  $E_{\text{corr}}$ ,  $R_p$ ,  $I_{\text{corr}}$  et paliers de passivation indiquent que Dentasept Ultra® est plus agressif sur le manche Dentaurum®.

Le comportement électrochimique de chaque partie des pinces a été étudié, et ceci pour chacun des 5 produits de prédésinfection, afin de déterminer les parties les plus susceptibles de se corroder, et dans quel milieu.

### 3.1.1. Etude des différentes parties des pinces dans Ampholysine Plus®

Chaque électrode correspondant à une partie des pinces (manche, plaquette, brasure ou soudure, couche de chrome périphérique) des 3 marques a été immergée dans Ampholysine Plus® dilué à 0,5% pendant 12 heures, afin d'étudier le comportement électrochimique en ayant atteint un équilibre. Les valeurs de  $E_{corr}$  et  $R_p$  correspondent aux dernières valeurs obtenues, après 12 heures, et sont présentées dans le *Tableau 10*. Les courbes intensité – potentiel obtenues sont présentées en *Figure 71*, *Figure 72*, et *Figure 73*.

**Tableau 10 : Comportement électrochimique de chaque partie des pinces dans Ampholysine Plus®**

	$E_{corr}$ (mV/ECS) stabilisé	$R_p$ (kOhms.cm <sup>2</sup> ) stabilisée	$I_{corr}$ (A/cm <sup>2</sup> )	Comportement
<b>PINCE ETM®</b>				
Plaquette	-370	34 +/- 2,5	1,00E-05	Corrosion
Soudure	-125	1660 +/- 190	5,00E-08	Passivation
Manche	-296	96 +/- 9,5	7,00E-07	Passivation
Chrome périphérique	-350	2080 +/-160	5,00E-08	Passivation
<b>PINCE DENTAURUM®</b>				
Plaquette	-290	170 +/-15	5,00E-07	Passivation
Brasure	-921	10 +/- 0,6	5,00E-06	Corrosion
Manche	-222	740 +/- 70	2,00E-08	Passivation
<b>PINCE RMO®</b>				
Plaquette	-315	54 +/- 3	5,00E-07	Passivation
Brasure	-921	10 +/- 0,6	5,00E-06	Corrosion
Manche	-319	150 +/- 10	7,00E-07	Passivation

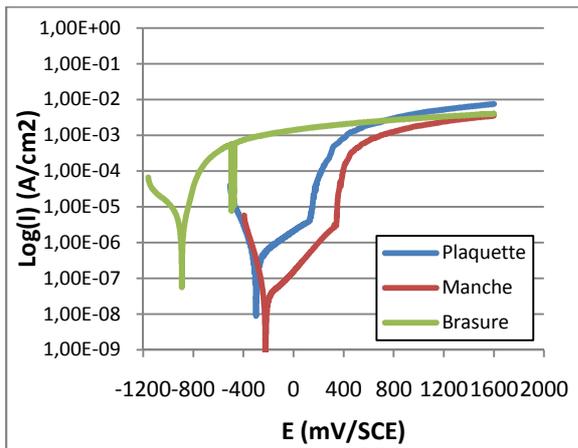


Figure 71 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour les différentes parties Dentaurum® immergées dans Ampholysine Plus®

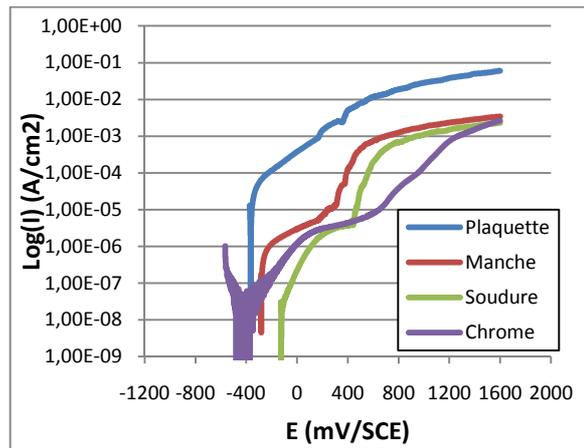


Figure 72 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour les différentes parties ETM® immergées dans Ampholysine Plus®

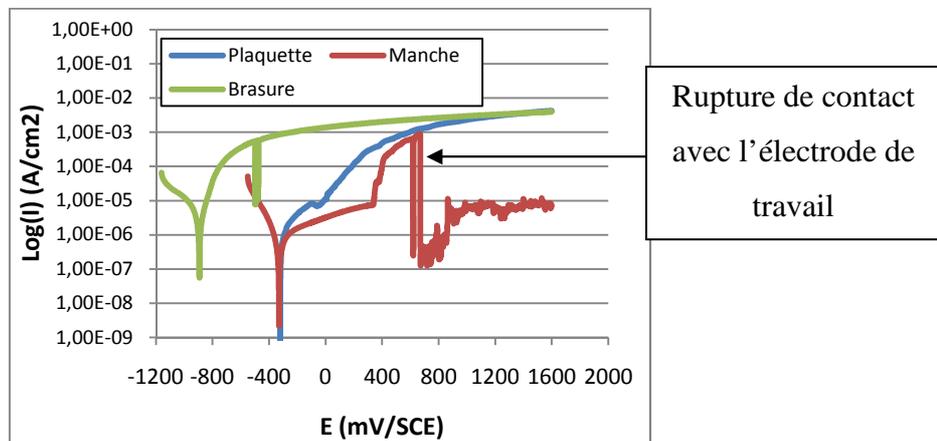


Figure 73 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour les différentes parties RMO® immergées dans Ampholysine Plus®

➤ Plaquettes :

La plaquette ETM® présente le  $E_{\text{corr}}$  le plus bas (-370 mV), la  $R_p$  la plus faible (34  $\text{k}\Omega \cdot \text{cm}^2$ ), mais également le courant de corrosion le plus élevé (1,00E-05  $\text{A}/\text{cm}^2$ ), traduisant ainsi le médiocre comportement électrochimique de cette partie dans Ampholysine Plus®. La plaquette RMO® présente un  $E_{\text{corr}}$  légèrement plus élevé (-315 mV), avec également une  $R_p$  légèrement plus haute (54  $\text{k}\Omega \cdot \text{cm}^2$ ), et un  $I_{\text{corr}}$  plus faible (5,00E-07  $\text{A}/\text{cm}^2$ ). Elle a donc un comportement similaire à celui de la plaquette ETM®. La plaquette Dentaurum® a des caractéristiques améliorées par rapport aux 2 autres plaquettes, avec un  $E_{\text{corr}}$  et une  $R_p$  plus élevées (-290 mV et 170  $\text{k}\Omega \cdot \text{cm}^2$  respectivement), mais un  $I_{\text{corr}}$  comparable (5,00E-07  $\text{A}/\text{cm}^2$ ). Son comportement électrochimique n'est donc guère meilleur.

➤ Brasures et soudure :

En ce qui concerne les brasures et la soudure, 2 comportements sont à distinguer :

- La soudure ETM® (composition Fe, Ni, Cr, Si) se détache nettement, avec un  $E_{\text{corr}}$  et surtout une  $R_p$  nettement plus élevés (-125 mV et 1660  $\text{k}\Omega\cdot\text{cm}^2$  respectivement), ainsi qu'un  $I_{\text{corr}}$  beaucoup plus faible ( $5,00\text{E}-08 \text{ A/cm}^2$ ). On note d'ailleurs un palier de passivation marqué (*Figure 72*).
- Les brasures Dentaurem® et RMO® (composition Cu, Ag, In) ont, elles, des caractéristiques électrochimiques médiocres, avec notamment des  $I_{\text{corr}}$  plus élevés, et une absence de palier de passivation.

➤ Manches :

En ce qui concerne les manches des pinces, celui Dentaurem® présente une meilleure résistance à la corrosion, avec un  $E_{\text{corr}}$  et une  $R_p$  plus élevés (-222 mV et 740  $\text{k}\Omega\cdot\text{cm}^2$  respectivement), et un  $I_{\text{corr}}$  plus faible ( $2,00\text{E}-08 \text{ A/cm}^2$ ). Il peut être noté pour le manche RMO® sans doute une perte de contact entre l'électrode et le circuit électrique, entraînant ainsi des parasites. Quoiqu'il en soit, les courbes tracées sur les alliages des différents manches présentent une bonne résistance à la corrosion (palier de passivation et  $I_{\text{corr}}$  de l'ordre de  $2,00\text{E}-08 \text{ A/cm}^2$  à  $7,00\text{E}-07 \text{ A/cm}^2$ ).

➤ Couche de chrome périphérique :

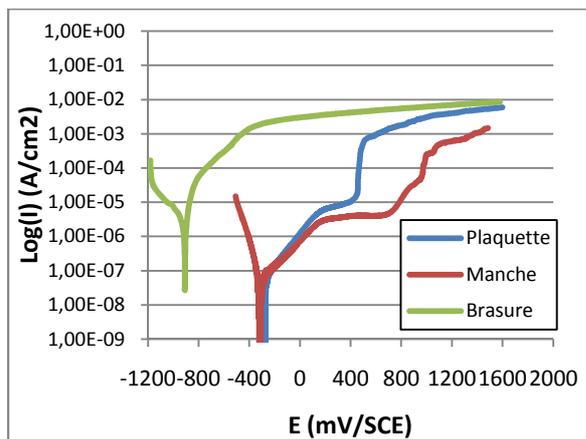
La couche de chrome périphérique ETM® présente des propriétés électrochimiques très bonnes ( $R_p$  de 2080  $\text{k}\Omega\cdot\text{cm}^2$  et  $I_{\text{corr}}$  de  $5,00\text{E}-08 \text{ A/cm}^2$  avec un palier de passivation marqué), malgré un  $E_{\text{corr}}$  peu élevé (-350 mV). Ce potentiel de corrosion peut être comparé à celui de la plaquette ETM® (-370 mV), pratiquement similaire, mais sa  $R_p$  et son  $I_{\text{corr}}$  sont, elles, nettement moins bonnes. La noblesse de ces 2 parties semble donc proche, mais la vitesse de dégradation est plus importante pour la plaquette que pour le chrome périphérique.

### 3.1.2. Etude des différentes parties des pinces dans Elusept®

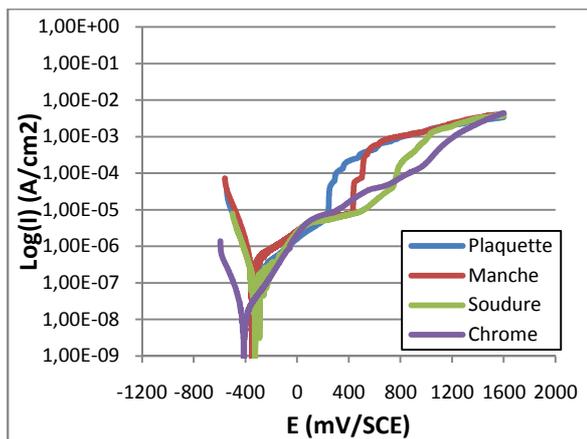
Les principaux paramètres électrochimiques enregistrés pour les parties constitutives des 3 pinces dans Elusept® (dilué à 1%) sont synthétisés en *Tableau 11*. Les courbes intensité-potential tracées après 12 heures d'immersion sont présentées *Figure 74*, *Figure 75*, et *Figure 76*.

**Tableau 11 : Comportement électrochimique de chaque partie des pinces dans Elusept®**

	$E_{corr}$ (mV/ECS) stabilisé	$R_p$ (kOhms.cm <sup>2</sup> ) stabilisée	$I_{corr}$ (A/cm <sup>2</sup> )	Comportement
<b>PINCE ETM®</b>				
Plaquette	-310	120 +/- 12	5,00E-07	Passivation
Soudure	-275	560 +/- 85	5,00E-07	Passivation
Manche	-325	160 +/- 10	8,00E-07	Passivation
Chrome périphérique	-350	1040 +/- 280	5,00E-08	Passivation
<b>PINCE DENTAURUM®</b>				
Plaquette	-290	1100 +/- 100	1,00E-07	Passivation
Brasure	-950	7 +/- 0,6	8,00E-06	Corrosion
Manche	-275	1000 +/- 130	1,00E-07	Passivation
<b>PINCE RMO®</b>				
Plaquette	-150	6120 +/-700	1,00E-08	Passivation
Brasure	-950	7 +/- 0,6	8,00E-06	Corrosion
Manche	-350	70 +/- 7	8,00E-07	Passivation



**Figure 74 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour les différentes parties Dentaurum® immergées dans Elusept®**



**Figure 75 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour les différentes parties ETM® immergées dans Elusept®**

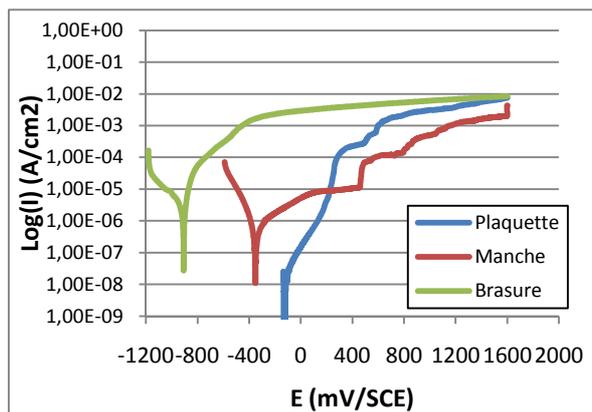


Figure 76 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour les différentes parties RMO® immergées dans Elusept®

➤ Plaquettes :

Dans Elusept®, Les plaquettes ETM® et Dentaurem® présentent des caractéristiques électrochimiques proches ( $E_{\text{corr}}$  : -310 mV et -290 mV respectivement,  $I_{\text{corr}}$  :  $5,00E-07 \text{ A/cm}^2$  et  $1,00E-07 \text{ A/cm}^2$  respectivement,  $R_p$  :  $120 \text{ k}\Omega\cdot\text{cm}^2$  pour ETM®, mais  $1100 \text{ k}\Omega\cdot\text{cm}^2$  pour Dentaurem®), mais assez médiocres par rapport à celles de la plaquette RMO® ( $E_{\text{corr}}$  : -150 mV,  $R_p$  :  $6100 \text{ k}\Omega\cdot\text{cm}^2$  et  $I_{\text{corr}}$  :  $1,00E-08 \text{ A/cm}^2$ ). Au niveau des  $R_p$ , en particulier, celle de la plaquette RMO® beaucoup plus élevée (60 fois avec  $6120 \text{ k}\Omega\cdot\text{cm}^2$ ) que celle de la plaquette Dentaurem®, elle-même beaucoup élevée (environ 10 fois avec  $1100 \text{ k}\Omega\cdot\text{cm}^2$ ) que celle de la plaquette ETM® ( $120 \text{ k}\Omega\cdot\text{cm}^2$ ). En ce qui concerne l'intensité du courant de corrosion, le  $I_{\text{corr}}$  de la plaquette RMO® est nettement plus faible ( $1,00E-08 \text{ A/cm}^2$ ) que celui des plaquettes ETM® et Dentaurem® ( $5,00E-07 \text{ A/cm}^2$  et  $1,00E-07 \text{ A/cm}^2$  respectivement).

➤ Brasures et soudure :

En ce qui concerne les brasures et la soudure, celle ETM® se détache à nouveau nettement, avec des propriétés électrochimiques bien meilleures ( $E_{\text{corr}}$  : -275 mV,  $R_p$  :  $560 \text{ k}\Omega\cdot\text{cm}^2$ ,  $I_{\text{corr}}$  :  $5,00E-07 \text{ A/cm}^2$ ) que celles des brasures Dentaurem® et RMO® ( $E_{\text{corr}}$  : -950 mV,  $R_p$  :  $7 \text{ k}\Omega\cdot\text{cm}^2$  et  $I_{\text{corr}}$  :  $8,00E-06 \text{ A/cm}^2$ ).

Les  $E_{\text{corr}}$  des brasures Dentaurem® et RMO® sont beaucoup plus faibles que celui de la soudure ETM®. Mais c'est au niveau des valeurs de  $R_p$  des brasures Dentaurem® et RMO® d'une part ( $7 \text{ k}\Omega\cdot\text{cm}^2$ ), et celle de la soudure ETM® ( $560 \text{ k}\Omega\cdot\text{cm}^2$ ) d'autre part, que s'observe la plus grande différence (80 fois plus élevée).

➤ Manches :

En ce qui concerne les manches, les  $E_{\text{corr}}$  des 3 marques sont relativement voisins (-325 mV pour ETM®, -275 mV pour Dentaurum® et -350 mV pour RMO®). La  $R_p$  du manche Dentaurum® se détache par contre très nettement (1000 kΩ.cm<sup>2</sup>) des 2 autres (160 kΩ.cm<sup>2</sup> pour ETM® et 70 kΩ.cm<sup>2</sup> pour RMO®). A nouveau, dans cet électrolyte, les différents manches révèlent donc un comportement passif.

➤ Couche de chrome périphérique :

De bonnes propriétés électrochimiques sont retrouvées, en particulier pour la  $R_p$  (1040 kΩ.cm<sup>2</sup>) et pour l'intensité du courant de corrosion ( $I_{\text{corr}}$  : 5,00E-08 A/cm<sup>2</sup>).

3.1.3. Etude des différentes parties des pinces dans Dy Septi®

Les paramètres électrochimiques ( $E_{\text{corr}}$ ,  $R_p$ ,  $I_{\text{corr}}$ ) de chaque partie des pinces ont été suivis, en immersion dans Dy Septi® dilué à 1%, et sont présentés dans le *Tableau 12*, avec également les courbes intensité – potentiel dans les *Figure 77*, *Figure 78*, et *Figure 79*.

**Tableau 12 : Comportement électrochimique de chaque partie des pinces dans Dy Septi®**

	$E_{\text{corr}}$ (mV/ECS) stabilisé	$R_p$ (kOhms.cm <sup>2</sup> ) stabilisée	$I_{\text{corr}}$ (A/cm <sup>2</sup> )	Comportement
<b>PINCE ETM®</b>				
Plaquette	-350	77 +/- 5	1,00E-06	Passivation
Soudure	-140	650 +/- 66	5,00E-08	Passivation
Manche	-225	175 +/- 10	8,00E-07	Passivation
Chrome périphérique	-290	5200 +/- 195	5,00E-08	Passivation
<b>PINCE DENTAURUM®</b>				
Plaquette	-200	730 +/- 95	1,00E-07	Passivation
Brasure	-920	13 +/- 2	5,00E-06	Corrosion
Manche	-110	825 +/- 90	8,00E-08	Passivation
<b>PINCE RMO®</b>				
Plaquette	-135	7400 +/- 770	2,00E-08	Passivation
Brasure	-920	13 +/- 2	5,00E-06	Corrosion
Manche	-350	50 +/- 3	8,00E-07	Passivation

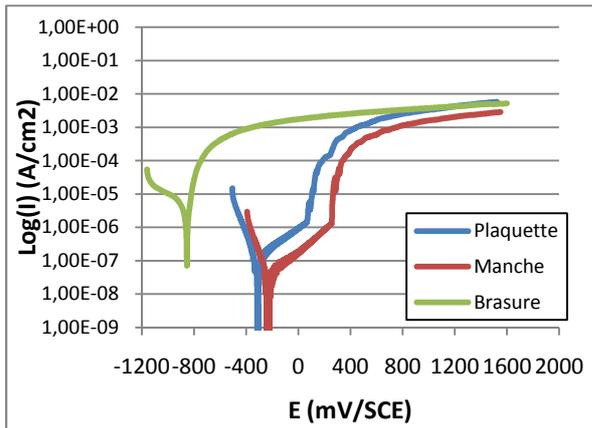


Figure 77 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour les différentes parties Dentaurum® immergées dans Dy Septi®

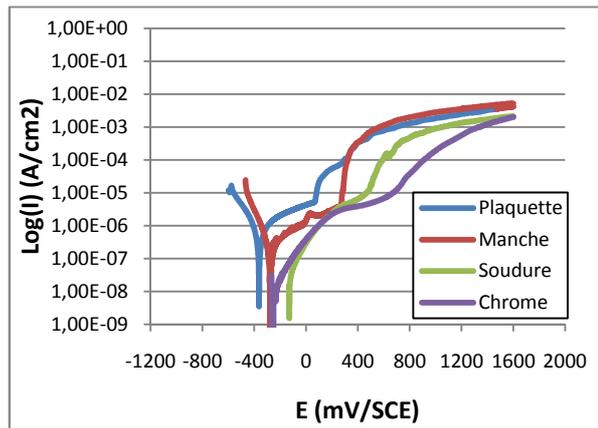


Figure 78 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour les différentes parties ETM® immergées dans Dy Septi®

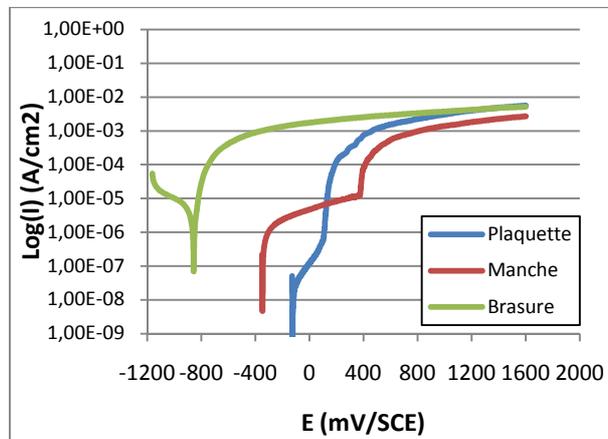


Figure 79 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour les différentes parties RMO® immergées dans Dy Septi®

Les résultats obtenus dans les 2 premiers produits restent cohérents avec ceux relevés dans Dy Septi®, à savoir :

- La plaque RMO® a de meilleures propriétés électrochimiques ( $E_{\text{corr}}$  : -135 mV,  $R_p$  : 7400  $\text{k}\Omega\cdot\text{cm}^2$  et  $I_{\text{corr}}$  : 2,00E-08 A/cm<sup>2</sup>) que les plaquettes Dentaurum® et ETM® ( $E_{\text{corr}}$  : -200 mV et -350 mV,  $R_p$  : 730  $\text{k}\Omega\cdot\text{cm}^2$  et 77  $\text{k}\Omega\cdot\text{cm}^2$ ,  $I_{\text{corr}}$  : 1,00E-07 A/cm<sup>2</sup> et 1,00E-06 A/cm<sup>2</sup> respectivement).
- La soudure ETM® a de meilleures propriétés électrochimiques ( $E_{\text{corr}}$  : -140 mV,  $R_p$  : 650  $\text{k}\Omega\cdot\text{cm}^2$  et  $I_{\text{corr}}$  : 5,00E-08 A/cm<sup>2</sup>, palier de passivation) que les brasures Dentaurum® et RMO® ( $E_{\text{corr}}$  : -920 mV,  $R_p$  : 13  $\text{k}\Omega\cdot\text{cm}^2$ ,  $I_{\text{corr}}$  : 5,00E-06 A/cm<sup>2</sup>).
- Le manche Dentaurum® résiste mieux à la corrosion ( $E_{\text{corr}}$  : -110 mV,  $R_p$  : 825  $\text{k}\Omega\cdot\text{cm}^2$ ,  $I_{\text{corr}}$  : 8,00E-08 A/cm<sup>2</sup>) que celui des pinces ETM® et RMO® ( $E_{\text{corr}}$  : -225 mV et -350 mV).

mV,  $R_p$  : 175  $k\Omega.cm^2$  et 50  $k\Omega.cm^2$ ,  $I_{corr}$  : 8,00E-07 A/cm<sup>2</sup> et 8,00E-07 A/cm<sup>2</sup> respectivement).

- La couche de chrome périphérique des pinces ETM® se comporte électrochimiquement très bien ( $E_{corr}$  : -290 mV,  $R_p$  : 5200  $k\Omega.cm^2$ ,  $I_{corr}$  : 5,00E-08 A/cm<sup>2</sup>).

Un regard plus détaillé sur le comportement des différents matériaux dans Dy Septi® est présenté ci-dessous :

➤ Plaquettes :

La valeur de  $E_{corr}$  de la plaquette RMO® (-135 mV) est particulièrement remarquable car nettement plus élevée que celle de la plaquette Dentaurem® (-200 mV), elle-même plus élevée que celle de la plaquette ETM® (-350 mV). Ceci va dans le même sens pour les  $R_p$  (7400  $k\Omega.cm^2$  pour RMO®, 730  $k\Omega.cm^2$  pour Dentaurem®, 77  $k\Omega.cm^2$  pour ETM®), ainsi que pour les  $I_{corr}$  (2,00E-08 A/cm<sup>2</sup> pour RMO®, 1,00E-07 A/cm<sup>2</sup> pour Dentaurem®, 1,00E-06 A/cm<sup>2</sup> pour ETM®). La plaquette RMO® a donc une faible vitesse de dégradation dans Dy Septi®.

➤ Brasures et soudure :

Les  $E_{corr}$  des brasures Dentaurem® et RMO® sont beaucoup plus faibles (-920 mV) que celui de la soudure ETM® (-140 mV). Ceci va dans le même sens pour les  $R_p$  (13  $k\Omega.cm^2$  et 650  $k\Omega.cm^2$  respectivement).

➤ Manches :

La valeur de  $E_{corr}$  du manche Dentaurem® est plus élevée (-110 mV) que celui du manche ETM® (-225 mV), lui-même plus élevé que celui du manche RMO® (-350 mV). La même tendance s'observe pour les  $R_p$ , avec une valeur très élevée pour Dentaurem® (825  $k\Omega.cm^2$ ).

➤ Couche de chrome périphérique :

Un très bon comportement électrochimique est ici retrouvé ( $E_{\text{corr}}$  : -290 mV,  $R_p$  : 5200  $k\Omega.cm^2$ ,  $I_{\text{corr}}$  :  $5,00E-08 A/cm^2$ ).

3.1.4. Etude des différentes parties des pinces dans Prédolyse®

Les résultats électrochimiques correspondant à l'immersion de chaque partie des pinces dans Prédolyse® dilué à 1% sont présentés dans le *Tableau 13*, ainsi que les courbes intensité – potentiel en *Figure 80*, *Figure 81*, et *Figure 82*.

**Tableau 13 : Comportement électrochimique de chaque partie des pinces dans Prédolyse®**

	$E_{\text{corr}}$ (mV/ECS) stabilisé	$R_p$ (kOhms.cm <sup>2</sup> ) stabilisée	$I_{\text{corr}}$ (A/cm <sup>2</sup> )	Comportement
<b>PINCE ETM®</b>				
Plaquette	-283	190 +/- 20	1,00E-07	Passivation
Soudure	-232	350 +/- 37	5,00E-08	Passivation
Manche	-315	120 +/- 9	2,00E-07	Passivation
Chrome périphérique	-304	3050 +/- 265	1,00E-08	Passivation
<b>PINCE DENTAURUM®</b>				
Plaquette	-160	1380 +/- 130	1,00E-08	Passivation
Brasure	-816	10 +/- 0,4	8,00E-06	Corrosion
Manche	-205	734 +/- 80	8,00E-08	Passivation
<b>PINCE RMO®</b>				
Plaquette	-220	200 +/- 25	5,00E-07	Passivation
Brasure	-816	10 +/- 0,4	8,00E-06	Corrosion
Manche	-321	90 +/- 9	1,00E-07	Passivation

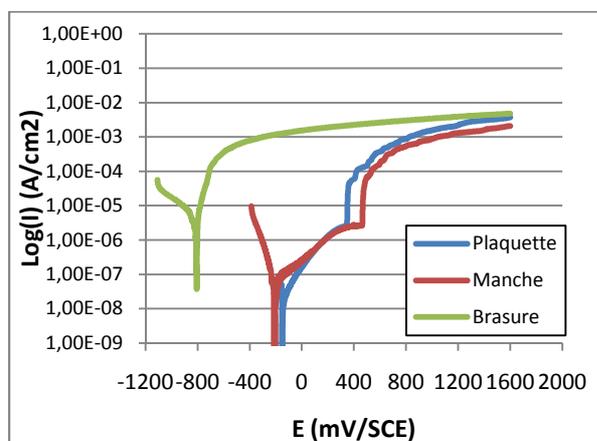


Figure 80 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour les différentes parties Dentaaurum® immergées dans Prédolyse®

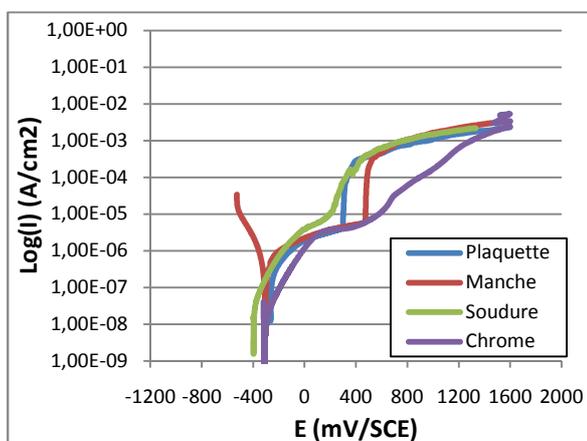
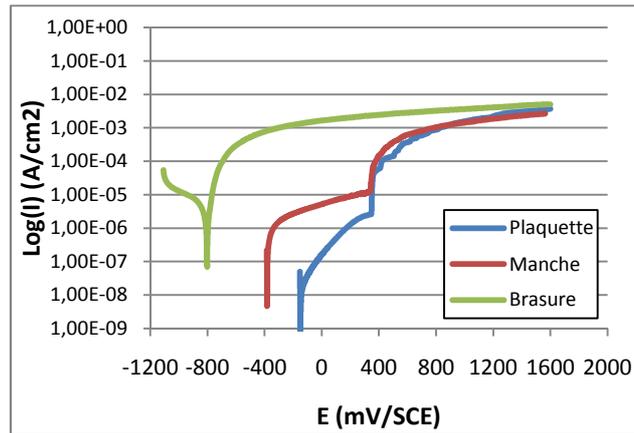


Figure 81 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour les différentes parties ETM® immergées dans Prédolyse®



**Figure 82 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour les différentes parties RMO® immergées dans Prédolyse®**

Ces résultats vont dans le sens des précédents, avec notamment un bon comportement des manches des 3 marques (avec un avantage pour Dentaurum®), et une distinction importante entre la soudure ETM® et les brasures Dentaurum® et RMO®.

➤ Plaquettes :

Dans Prédolyse®, la plaquette Dentaurum® a de meilleures propriétés électrochimiques ( $E_{\text{corr}}$  : -160 mV,  $R_p$  : 1380  $\text{k}\Omega\cdot\text{cm}^2$ ,  $I_{\text{corr}}$  : 1,00E-08  $\text{A}/\text{cm}^2$ ) que Les plaquettes ETM® et RMO® ( $E_{\text{corr}}$  : -283 mV et -220 mV,  $R_p$  : 190  $\text{k}\Omega\cdot\text{cm}^2$  et 200  $\text{k}\Omega\cdot\text{cm}^2$ ,  $I_{\text{corr}}$  : 1,00E-07  $\text{A}/\text{cm}^2$  et 5,00E-07  $\text{A}/\text{cm}^2$  respectivement). Ce résultat diffère de ceux obtenus dans les produits de prédésinfection précédents, où la plaquette RMO® présentait la meilleure résistance à la corrosion.

➤ Brasures et soudure :

2 cas sont à considérer, comme dans les autres produits de prédésinfection :

- La soudure ETM®, avec de bonnes propriétés électrochimiques ( $E_{\text{corr}}$  : -232 mV,  $R_p$  : 350  $\text{k}\Omega\cdot\text{cm}^2$ ,  $I_{\text{corr}}$  : 5,00E-08  $\text{A}/\text{cm}^2$ ).
- Les brasures Dentaurum® et RMO®, aux paramètres électrochimiques médiocres ( $E_{\text{corr}}$  : -816 mV,  $R_p$  : 10  $\text{k}\Omega\cdot\text{cm}^2$ ,  $I_{\text{corr}}$  : 8,00E-06  $\text{A}/\text{cm}^2$ ).

➤ Manches :

Ici, comme dans les précédents produits de prédésinfection, le manche Dentaurem® se détache, avec de meilleures propriétés électrochimiques ( $E_{\text{corr}}$  : -205 mV,  $R_p$  : 734 kΩ.cm<sup>2</sup>,  $I_{\text{corr}}$  : 8,00E-08 A/cm<sup>2</sup>) que celles des manches ETM® et RMO® ( $E_{\text{corr}}$  : -315 mV et -321 mV,  $R_p$  : 120 kΩ.cm<sup>2</sup> et 90 kΩ.cm<sup>2</sup>,  $I_{\text{corr}}$  : 2,00E-07 A/cm<sup>2</sup> et 1,00E-07 A/cm<sup>2</sup> respectivement).

➤ Couche de chrome périphérique :

Les caractéristiques électrochimiques de cette partie sont toujours très bonnes ( $E_{\text{corr}}$  : -304 mV,  $R_p$  : 3050 kΩ.cm<sup>2</sup>,  $I_{\text{corr}}$  : 1,00E-08 A/cm<sup>2</sup>).

### 3.1.5. Etude des différentes parties des pinces dans Dentasept Ultra®

Les paramètres électrochimiques ( $E_{\text{corr}}$ ,  $R_p$ ) ont été suivis en immersion dans Dentasept Ultra® pendant 12 heures (Tableau 14), et les courbes intensité – potentiel tracées à la fin des mesures (Figure 83, Figure 84, Figure 85).

**Tableau 14 : Comportement électrochimique de chaque partie des pinces dans Dentasept Ultra®**

	$E_{\text{corr}}$ (mV/ECS) stabilisé	$R_p$ (kOhms.cm <sup>2</sup> ) stabilisée	$I_{\text{corr}}$ (A/cm <sup>2</sup> )	Comportement
<b>PINCE ETM®</b>				
Plaquette	-350	53 +/- 3	5,00E-07	Passivation
Soudure	-333	5 +/- 0,4	3,00E-05	Passivation
Manche	-300	109 +/- 12	5,00E-07	Passivation
Chrome périphérique	-250	3815 +/- 360	5,00E-09	Passivation
<b>PINCE DENTAURUM®</b>				
Plaquette	-160	570 +/- 40	8,00E-07	Passivation
Brasure	-1095	3 +/- 0,1	9,00E-06	Corrosion
Manche	-420	180 +/- 23	7,00E-07	Passivation
<b>PINCE RMO®</b>				
Plaquette	-300	1290 +/- 110	5,00E-07	Passivation
Brasure	-1095	3 +/- 0,1	9,00E-06	Corrosion
Manche	-500	63 +/- 10	1,00E-06	Passivation

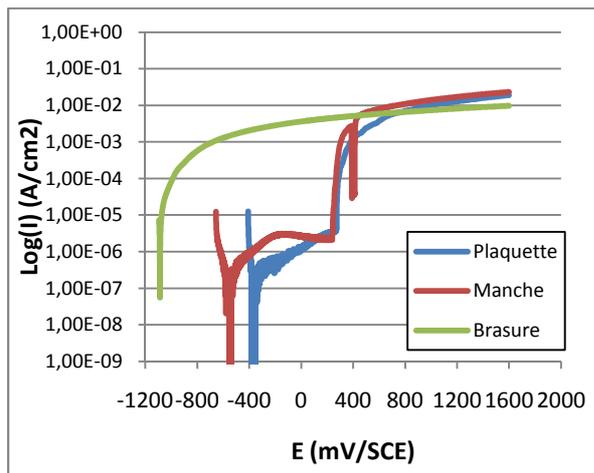


Figure 83 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour les différentes parties Dentaurum® immergées dans Dentasept Ultra®

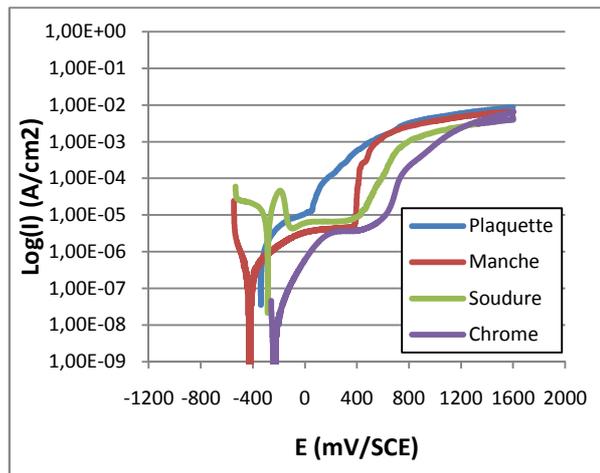


Figure 84 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour les différentes parties ETM® immergées dans Dentasept Ultra®

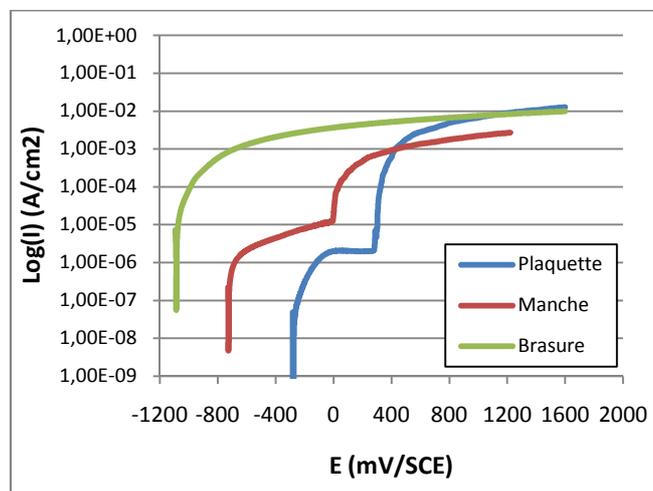


Figure 85 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour les différentes parties RMO® immergées dans Dentasept Ultra®

Dans Dentasept Ultra®, les résultats obtenus sont globalement très proches de ceux présentés précédemment, et aucune conclusion précédente n'est donc remise en cause.

➤ Plaquettes :

La plaquette RMO® a un  $E_{\text{corr}}$  comparable à celui de la plaquette ETM® (-300 mV et -350 mV respectivement) mais une  $R_p$  nettement plus élevée (1290  $\text{k}\Omega\cdot\text{cm}^2$  et 53  $\text{k}\Omega\cdot\text{cm}^2$  respectivement). La plaquette Dentaurum® a un  $E_{\text{corr}}$  plus élevé (-160 mV), mais une  $R_p$  intermédiaire entre RMO® et ETM® (570  $\text{k}\Omega\cdot\text{cm}^2$ ).

➤ Brasures et soudure :

En ce qui concerne les soudures, l' $E_{\text{corr}}$  des brasures Dentaureum® et RMO® est beaucoup plus faible que pour la soudure ETM®. Les  $R_p$  sont, elles, comparables en valeurs, mais très faibles, indiquant ainsi une vitesse de dégradation importante.

➤ Manches :

Le manche RMO® présentent des caractéristiques électrochimiques moins bonnes ( $E_{\text{corr}}$  : -500 mV,  $R_p$  : 63 k $\Omega$ .cm<sup>2</sup>  $I_{\text{corr}}$  : 1,00E-06 A/cm<sup>2</sup>) que celles du manche ETM® et Dentaureum® ( $E_{\text{corr}}$  : -300 mV et -420 mV,  $R_p$  : 109 k $\Omega$ .cm<sup>2</sup> et 180 k $\Omega$ .cm<sup>2</sup>,  $I_{\text{corr}}$  : 5,00E-07 A/cm<sup>2</sup> et 7,00E-07 A/cm<sup>2</sup> respectivement).

➤ Couche de chrome périphérique :

Les très bonnes propriétés électrochimiques du chrome sont ici confirmées ( $E_{\text{corr}}$  : -250 mV,  $R_p$  : 3815 k $\Omega$ .cm<sup>2</sup>  $I_{\text{corr}}$  : 5,00E-09 A/cm<sup>2</sup>)

3.1.6. Conclusion des essais électrochimiques de corrosion des différentes parties de pinces

Les éléments à retenir sont :

- Un protocole expérimental a été élaboré, les pinces ont été découpées, et les fragments enrobés dans de la résine pour réaliser des électrodes, et suivre ainsi les différents paramètres électrochimiques ( $E_{\text{corr}}$ ,  $R_p$ ,  $I_{\text{corr}}$ ) en immersion dans les différents produits de prédésinfection, ceci pendant 12 heures.
- Les résultats sont variables selon les parties des pinces et selon les produits de prédésinfection. La plaquette et le manche Dentaureum® montrent une bonne voire très bonne résistance à la corrosion, ceci dans pratiquement tous les produits. La plaquette et le manche ETM® ont, eux, de moins bons résultats électrochimiques. La plaquette et le manche RMO® ont une situation intermédiaire.

En ce qui concerne les soudures, 2 cas sont à distinguer :

- La soudure ETM®, dont les propriétés électrochimiques sont bonnes, et qui a tendance à se passiver.
- Les brasures Dentaurem® et RMO®, dont la résistance à la corrosion est médiocre, et qui ne se passive pas.

Enfin, la couche de chrome périphérique des pinces ETM® a, elle, d'excellentes caractéristiques électrochimiques.

- On peut cependant aller plus loin dans le détail. Selon les produits de prédésinfection, certains éléments des pinces ont un meilleur comportement électrochimique. Ainsi, dans Ampholysine Plus®, le manche Dentaurem® est le plus noble, de même que la soudure et le chrome périphérique ETM®. Dans Elusept®, La plaquette et le manche Dentaurem® présentent un bon comportement, de même dans Prédolyse®. Dans Dy Septi® ainsi que dans Dentasept Ultra®, la plaquette RMO® semble avoir les meilleures caractéristiques électrochimiques.
- Cependant, aucune pince ou produit ne se dégage très nettement des autres, les distinctions sont faibles.
- Globalement, les différents produits de prédésinfection sont peu agressifs vis-à-vis des pinces. Il convient en effet de rappeler que des  $I_{\text{corr}}$  de l'ordre de  $10^{-6}$  A/cm<sup>2</sup> correspondent à une vitesse de dégradation de l'ordre de 10 µm/an, et des  $I_{\text{corr}}$  de l'ordre de  $10^{-8}$  A/cm<sup>2</sup> à une vitesse de dégradation d'environ 0,1 µm/an. Les risques de dégradation suite à une immersion de 15 minutes sont donc très faibles.

### 3.2. Couplages galvaniques

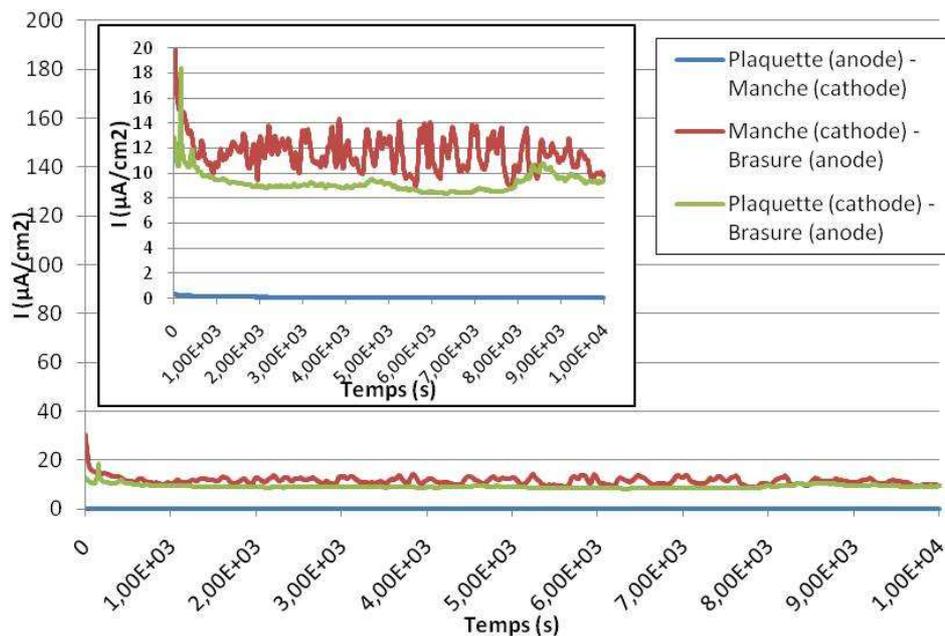
Des couplages galvaniques ont été réalisés dans Ampholysine Plus®, entre les différentes parties des pinces. Ce produit a été choisi car il avait déjà servi de référence lors de précédentes expérimentations (*GEORGE & al., 37*). Les couplages n'ont pas été effectués dans les autres produits de prédésinfection, car le comportement global des pinces a été étudié un peu plus loin dans ce travail. Cette étude dans un seul produit de prédésinfection est également justifiée par l'étude précédente, qui a montré qu'aucun produit ne sort du lot. 2 électrodes de natures différentes ont ainsi été reliées et l'intensité du courant de corrosion galvanique est suivie pendant 10000 secondes, soit 2 heures et 45 minutes.

### 3.2.1. Pinces Dentaurum®

Le courant galvanique est ici très faible, de l'ordre de quelques  $\mu\text{A}/\text{cm}^2$  (Figure 86). On n'observe pas de véritable couplage, ce qui montre une bonne résistance à la corrosion galvanique de cette pince.

2 situations sont toutefois être remarquables :

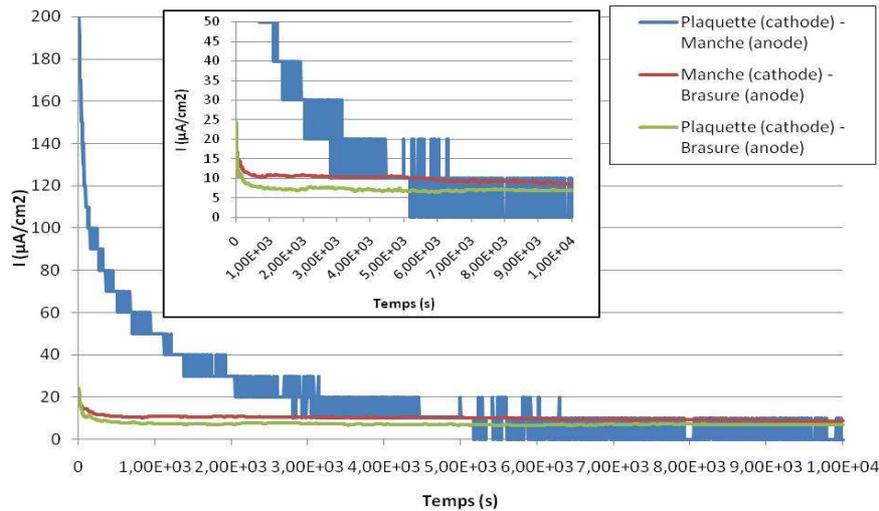
- Le couplage plaquette-manche : Aucun couplage n'est observé ( $I_{\text{couplage}} : 0,04 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ ), car la plaquette, même en étant moins noble ( $E_{\text{corr}} : -268 \text{ mV}$  à 12 heures) que le manche ( $E_{\text{corr}} : -53 \text{ mV}$  à 12 heures), se passive cependant.
- Les couplages manche-brasure et plaquette-brasure : Un couplage faible est observé (environ  $10 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ ), la brasure étant nettement moins noble ( $E_{\text{corr}} : -910 \text{ mV}$  à 12 heures) que le manche et la plaquette. Cependant, cette valeur traduite en vitesse de corrosion reste relativement faible (environ  $100 \mu\text{m}/\text{an}$ , Tableau 4) et, compte tenu de la durée d'immersion recommandée par les fournisseurs (15 minutes), cela ne devrait pas induire de corrosion importante.



**Figure 86: Couplages galvaniques pour la pince Dentaurum®**  
Surfaces des électrodes : - Manche :  $0,30\text{cm}^2$   
- Plaquette :  $0,18\text{cm}^2$   
- Brasure :  $0,50\text{cm}^2$

### 3.2.2. Pinces RMO®

Les résultats sont comparables à ceux obtenus pour les couplages des différentes parties de la pince Dentaureum® (*Figure 87*). Les  $I_{\text{corr}}$  sont de l'ordre de quelques  $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ , indiquant la bonne résistance à la corrosion de la pince. Les faibles couplages observés sont dus à la brasure qui se corrode. Cette résistance à nouveau constatée comme médiocre, est à mettre en relation avec le caractère non passif de cet alliage.



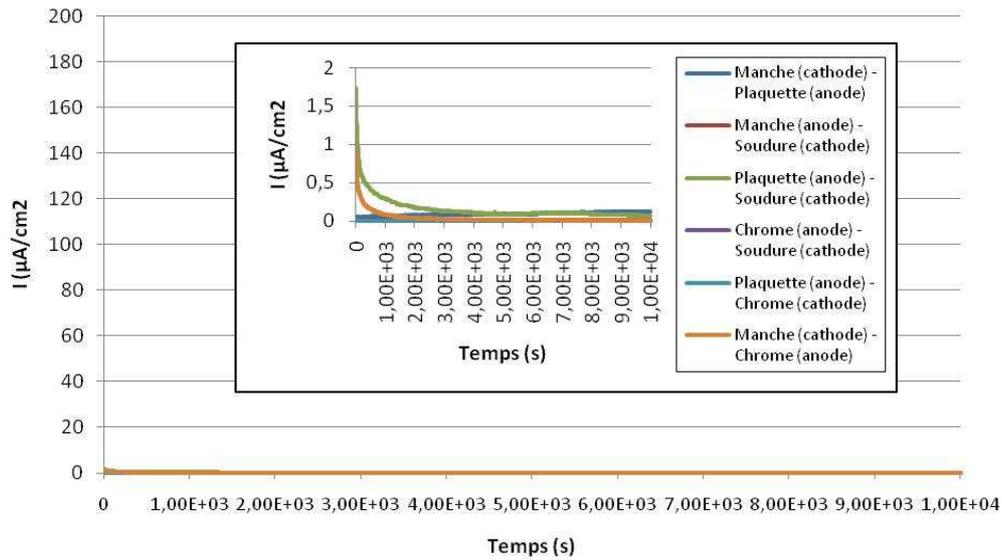
**Figure 87: Couplages galvaniques pour la pince RMO®**

**Surfaces des électrodes :**

- Manche :  $0,64\text{cm}^2$
- Plaquette :  $0,26\text{cm}^2$
- Brasure :  $0,50\text{cm}^2$

### 3.2.3. Pinces ETM®

On n'observe pas de couplage galvanique entre le manche et la plaquette, entre le manche et la soudure, entre la plaquette et la soudure, entre la couche de chrome périphérique et la soudure, entre la plaquette et la couche de chrome périphérique, ni entre le manche et la couche de chrome périphérique (*Figure 88*). Tous les courants enregistrés sont de l'ordre de  $0,1 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ . Aucune corrosion galvanique n'est en particulier observée au niveau de la soudure, du fait de sa composition à base de fer, nickel, chrome et silicium, et de son caractère passif.



**Figure 88: Couplages galvaniques pour la pince ETM®**  
**Surfaces des électrodes :** - Manche : 0,56cm<sup>2</sup>  
 - Plaquette : 0,24cm<sup>2</sup>  
 - Soudure : 0,60cm<sup>2</sup>  
 - Chrome : 0,20cm<sup>2</sup>

### 3.2.4. En résumé

**Tableau 15 : Récapitulatif des valeurs des couplages galvaniques (en µA/cm<sup>2</sup>)**

Pinces	Couplage	Surface anode (cm <sup>2</sup> )	Surface cathode (cm <sup>2</sup> )	I <sub>couplage</sub> (µA/cm <sup>2</sup> )
Dentaurum®	Plaquette (anode) – Manche (cathode)	0,18	0,3	0,04
	Manche (cathode) – Brasure (anode)	0,5	0,3	9,8
	Plaquette (cathode) – Brasure (anode)	0,5	0,18	9,4
RMO®	Plaquette (cathode) – Manche (anode)	0,64	0,26	0
	Manche (cathode) – Brasure (anode)	0,5	0,64	8,8
	Plaquette (cathode) – Brasure (anode)	0,26	0,5	6,9
ETM®	Plaquette (anode) – Manche (cathode)	0,24	0,56	0,12
	Manche (anode) – Soudure (cathode)	0,56	0,6	0,01
	Plaquette (anode) – Soudure (cathode)	0,24	0,6	0,07
	Chrome (anode) – Soudure (cathode)	0,2	0,6	0,001
	Plaquette (anode) – Chrome (cathode)	0,24	0,2	0,002
	Manche (cathode) – Chrome (anode)	0,2	0,56	0,01

Les éléments à retenir sont :

- Des mesures de couplages galvaniques ont été entreprises entre les différentes parties des pinces. Seul Ampholysine Plus® a été choisi comme milieu liquide d'immersion.
- Les valeurs des couplages sont très faibles, et sont du même ordre de grandeur entre les éléments de la pince Dentaurum®, et entre les éléments de la pince RMO® (valeurs surlignées dans le *Tableau 15*). Ces résultats confirment toutes les similitudes observées et mesurées entre les pinces Dentaurum® et RMO®.
- Dans le pire des cas, les valeurs sont de l'ordre de  $10 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ , et ne concernent que la corrosion de la brasure Dentaurum® et RMO®, dont les caractéristiques de résistance à la corrosion sont médiocres. Au contraire, pour la pince ETM®, les courants de corrosion sont très faibles, ceci pour toutes les parties de la pince, et en particulier pour la soudure, dont les propriétés électrochimiques sont bien meilleures que celles des brasures Dentaurum® et RMO®. Ceci est sans doute à mettre directement en relation avec leur composition chimique.

### 3.3. Etude des pinces dans leur globalité

Plusieurs paramètres électrochimiques ont été suivis : le potentiel de corrosion en fonction du temps, et la résistance de polarisation en fonction du temps, ceci pendant 15 minutes, conformément aux recommandations des fournisseurs des produits de prédésinfection.

La surface immergée des pinces étant difficile à appréhender (de l'ordre de  $5 \text{ cm}^2$ ), il a été choisi d'immerger toujours la même hauteur de pince pour avoir des ordres de grandeur similaires. Si la hauteur immergée est constante, la surface immergée l'est alors aussi. On obtient ainsi des valeurs de  $R_p$  relatives et non pas absolues.

Les courbes  $I=f(E)$  n'ont pas été tracées, car la polarisation au potentiel anodique modifie la surface de l'électrode (donc de la pince). Les interprétations se feront donc sur la base des potentiels de corrosion ainsi que des valeurs de  $R_p$ .

#### 3.3.1. Comparaison état initial/état final

Les valeurs présentées dans le *Tableau 16* correspondent à des moyennes effectuées à partir des mesures obtenues sur 2 pinces (Dentaurum® n°1 et n°2 dans Ampholysine Plus®, puis n°6 et n°7 dans Elusept®, etc...). Initialement, les  $E_{\text{corr}}$  Dentaurum® et RMO® sont très proches dans tous les produits de prédésinfection, mais en particulier dans Ampholysine

Plus® (-381 mV et -371 mV respectivement), dans Dy Septi® (-351 mV et -371 mV), et dans Dentasept Ultra® (-327 mV et -313 mV).

**Tableau 16 : Suivi des paramètres électrochimiques initiaux des pinces neuves, n'ayant jamais coupé de fils (à surface constante)**

	Dentaurum®		ETM®		RMO®	
	$E_{\text{corr}}$ (mV)	$R_p$ (k $\Omega$ )	$E_{\text{corr}}$ (mV)	$R_p$ (k $\Omega$ )	$E_{\text{corr}}$ (mV)	$R_p$ (k $\Omega$ )
Ampholysine Plus®	-381	44	-460	42	-371	45
Elusept®	-418	64	-555	8	-453	47
Dy Septi®	-351	36	-382	35	-371	72
Prédolyse®	-303	51	-360	70	-342	44
Dentasept Ultra®	-327	22	-454	42	-313	22

Ceci est confirmé par les  $R_p$ , avec 44 k $\Omega$  et 45 k $\Omega$  respectivement dans Ampholysine Plus®, ou 22 k $\Omega$  pour Dentaurum® et RMO® dans Dentasept Ultra®.

Les  $E_{\text{corr}}$  ETM® sont nettement inférieurs à ceux Dentaurum® et RMO® (-460 mV dans Ampholysine Plus® ou -555 mV dans Elusept®, par exemple), indiquant un comportement moins résistant à la corrosion des pinces ETM®. On remarque toutefois des  $R_p$  plus variables pour ETM®, avec 8 k $\Omega$  dans Elusept®, par exemple, indiquant une plus importante vitesse de dégradation que pour les autres pinces, alors que la  $R_p$  est de 70 k $\Omega$  dans Prédolyse®.

**Tableau 17 : Suivi des paramètres électrochimiques finaux après 20 cycles des pinces (à surface constante)**

	Dentaurum®		ETM®		RMO®	
	$E_{\text{corr}}$ (mV)	$R_p$ (k $\Omega$ )	$E_{\text{corr}}$ (mV)	$R_p$ (k $\Omega$ )	$E_{\text{corr}}$ (mV)	$R_p$ (k $\Omega$ )
Ampholysine Plus®	-295	12	-401	27	-335	19
Elusept®	-364	45	-417	71	-371	29
Dy Septi®	-353	14	-554	28	-363	21
Prédolyse®	-431	19	-434	36	-363	11
Dentasept Ultra®	-432	20	-367	43	-466	7

A la fin des 20 cycles, les  $E_{\text{corr}}$  ont évolué, mais de manière différente selon les produits de prédésinfection (Tableau 17).

Ainsi dans Ampholysine Plus® et Elusept®, ils ont augmenté pour toutes les marques de pince. Les  $R_p$ , quant à elles, ont diminué, sauf pour ETM® ou elle a nettement augmenté (de 8 k $\Omega$  à 71 k $\Omega$ ). Ceci montre une bonne résistance à la corrosion des pinces.

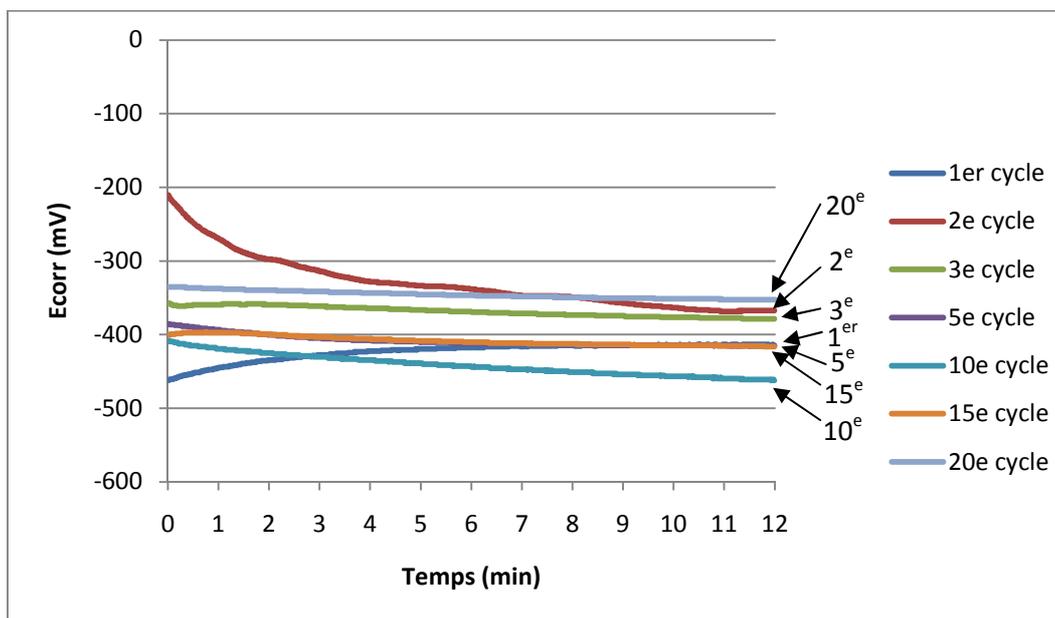
Dans Dy Septi®, les valeurs sont restées pratiquement constantes pour Dentaurum® et RMO®, passant de -351 mV à -353 mV pour Dentaurum®, et de -371 mV à -363 mV pour

RMO®. Ceci peut traduire un comportement invariable des pinces dans ce produit. Toutefois, les valeurs de  $R_p$  ont diminué, passant de  $36\text{ k}\Omega$  à  $14\text{ k}\Omega$  pour Dentaurum®, et de  $72\text{ k}\Omega$  à  $21\text{ k}\Omega$  pour RMO®, ce qui peut indiquer malgré tout une diminution de la résistance à la corrosion.

Dans Prédolyse® et Dentasept Ultra®, une diminution importante des  $E_{\text{corr}}$  est observable, évoluant de  $-303\text{ mV}$  à  $-431\text{ mV}$  pour Dentaurum® dans Prédolyse® par exemple. Cependant, en parallèle, les valeurs de  $R_p$  diminuent également de manière marquée, sauf pour Dentaurum® dans Dentasept Ultra® qui reste relativement constante (de  $22$  à  $20\text{ k}\Omega$ ).

### 3.3.2. Suivi des potentiels de corrosion

L'évolution du potentiel de corrosion a été suivie sur 12 minutes, les 3 dernières minutes étant consacrées à la mesure de la résistance de polarisation. A titre d'exemple, nous avons représenté le suivi du potentiel de corrosion au fur et à mesure des cycles pour la pince Dentaurum®, immergée dans Ampholysine Plus® (Figure 89).



**Figure 89 : Suivi du potentiel de corrosion en fonction du temps et au fur et à mesure des cycles pour la pince Dentaurum® dans Ampholysine Plus®**

Les potentiels de corrosion au fur et à mesure des cycles devenant stables après quelques minutes. Seule la dernière valeur de  $E_{\text{corr}}$  a été conservée (Tableau 18).

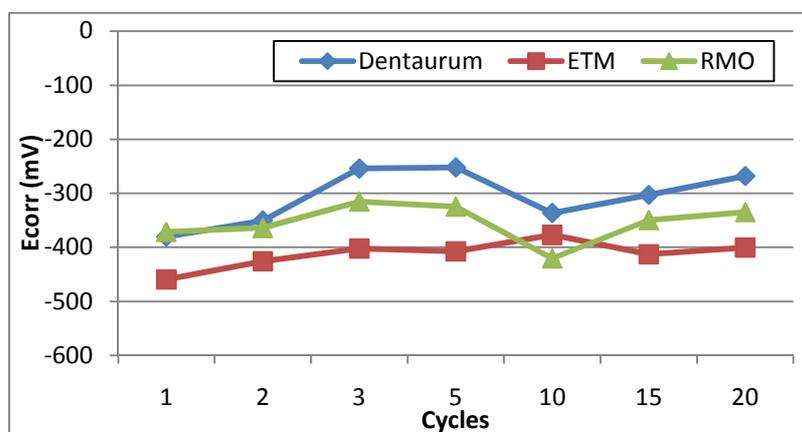
**Tableau 18 : Valeurs de  $E_{corr}$  (mV) obtenues après 12 minutes d'immersion, au fur et à mesure des cycles**

	1 <sup>er</sup> cycle	2 <sup>e</sup> cycle	3 <sup>e</sup> cycle	5 <sup>e</sup> cycle	10 <sup>e</sup> cycle	15 <sup>e</sup> cycle	20 <sup>e</sup> cycle
$E_{corr}$ (mV)	-417	-365	-385	-420	-450	-435	-353

Les suivis d' $E_{corr}$  ont ensuite été établis en prenant comme référence les produits de prédésinfection, puis nous les avons classés en prenant comme référence les marques de pinces.

### 3.3.2.1. Suivi des potentiels de corrosion dans Ampholysine Plus®

Aucune variation brutale des valeurs d' $E_{corr}$  n'est observée, le mécanisme de corrosion est donc le même d'un cycle à l'autre, il n'y a ni dépassivation ni piqûration lors de la stérilisation (*Figure 90*). Les  $E_{corr}$  des pinces Dentaureum®, ETM® et RMO® suivent une évolution similaire au fur et à mesure des cycles. On observe ainsi une lente et faible augmentation des valeurs. Toutefois, les valeurs sont plus élevées pour Dentaureum®, puis pour RMO®, et enfin les pinces ETM® ont le  $E_{corr}$  le plus faible (-400 mV au 20<sup>e</sup> cycle).



**Figure 90 : Suivi du potentiel de corrosion au fur et à mesure des cycles pour Ampholysine Plus®**

### 3.3.2.2. Suivi des potentiels de corrosion dans Elusept®

L'évolution des  $E_{corr}$  dans Elusept® est presque identique pour les 3 marques, avec tout d'abord une légère augmentation du 1<sup>er</sup> au 3<sup>e</sup> cycle, puis une stagnation du 3<sup>e</sup> au 15<sup>e</sup> cycle, suivie d'une légère augmentation à partir du 15<sup>e</sup> cycle (*Figure 91*). Les valeurs sont très proches pour Dentaureum® et RMO® (-373 mV et -370 mV respectivement), celle pour

ETM® est légèrement plus faible (-417 mV). Le comportement des 3 pinces est donc très voisin dans Elusept®.

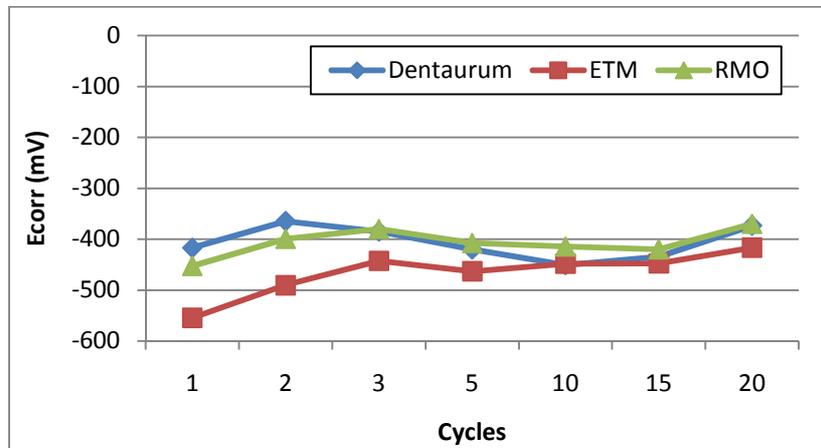


Figure 91 : Suivi du potentiel de corrosion au fur et à mesure des cycles pour Elusept®

### 3.3.2.3. Suivi des potentiels de corrosion dans Dy Septi®

L'évolution du potentiel de corrosion est relativement proche pour Dentaurum® et RMO®, la tendance est également proche pour ETM®, mais avec une diminution importante à partir du 15<sup>e</sup> cycle les valeurs passant de -343 mV à -553 mV (Figure 92), pouvant indiquer une accélération de la corrosion.

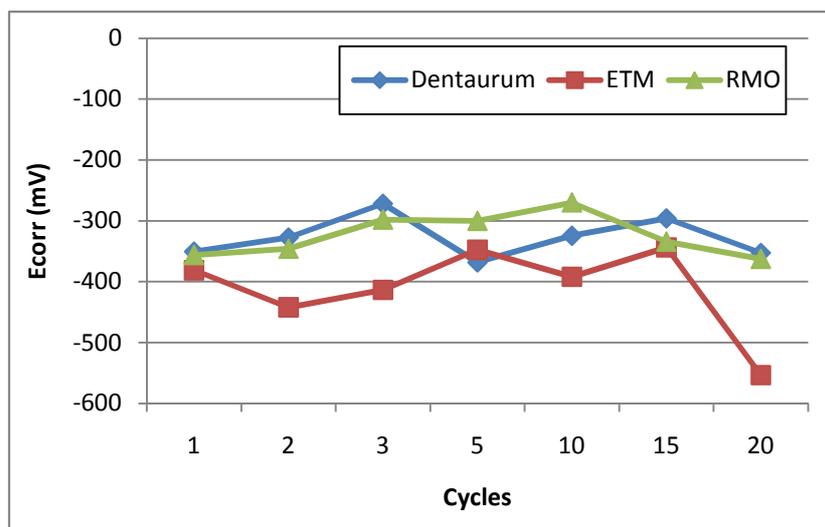
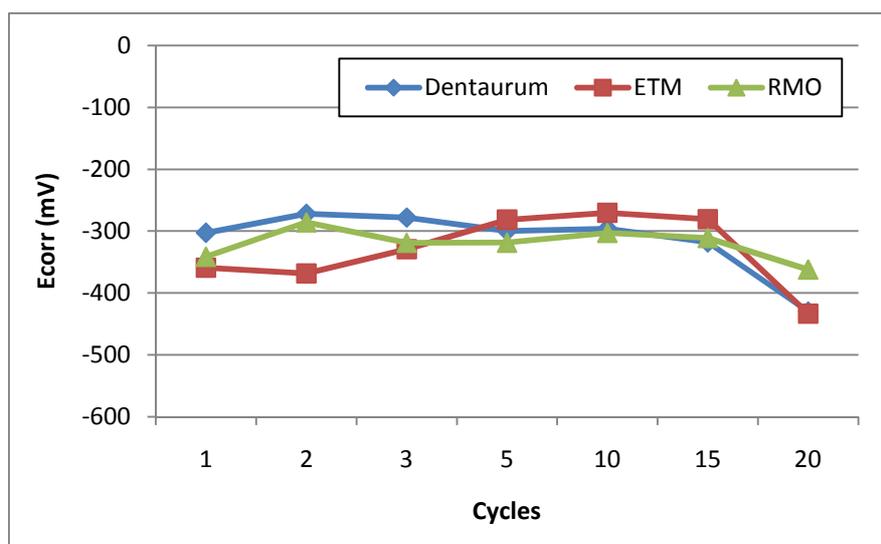


Figure 92 : Suivi du potentiel de corrosion au fur et à mesure des cycles pour Dy Septi®

### 3.3.2.4. Suivi des potentiels de corrosion dans Prédolyse®

L'évolution du potentiel de corrosion est pratiquement identique pour les 3 marques de pinces (*Figure 93*). Les  $E_{\text{corr}}$  des pinces Dentaurem® et RMO® restent pratiquement constants, tandis que celui de la pince ETM® augmente légèrement de -359 mV à -270 mV. A partir du 15<sup>e</sup> cycle, les  $E_{\text{corr}}$  des 3 marques diminuent (de -280 mV à -433 mV pour ETM® par exemple).



**Figure 93 : Suivi du potentiel de corrosion au fur et à mesure des cycles pour Prédolyse®**

### 3.3.2.5. Suivi des potentiels de corrosion dans Dentasept Ultra®

L'évolution des  $E_{\text{corr}}$  est très proche pour les pinces Dentaurem® et RMO®, avec une légère diminution, mais qui tend à s'accélérer à partir du 15<sup>e</sup> cycle (*Figure 94*). Pour les pinces ETM®, on observe tout d'abord une augmentation rapide du 1<sup>er</sup> au 3<sup>e</sup> cycle, puis une augmentation plus lente du 3<sup>e</sup> au 15<sup>e</sup> cycle, et enfin une diminution du 15<sup>e</sup> au 20<sup>e</sup> cycle.

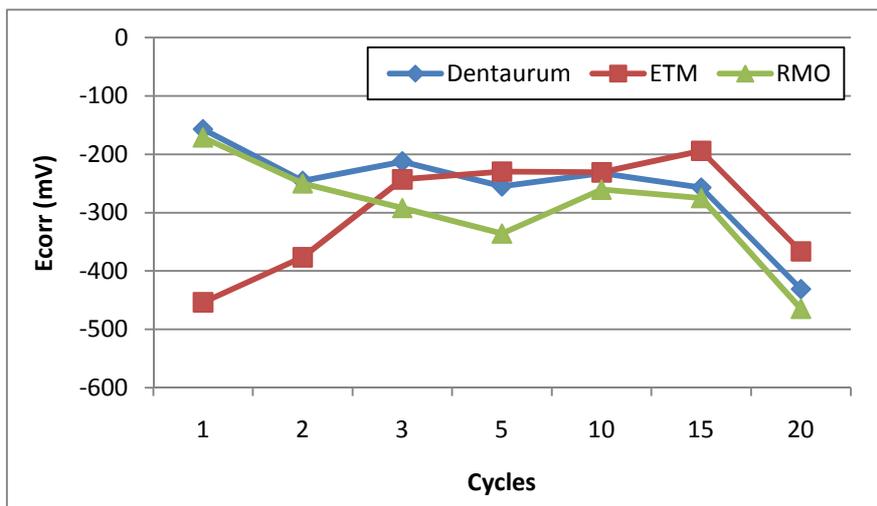


Figure 94 : Suivi du potentiel de corrosion au fur et à mesure des cycles pour Dentasept Ultra®

### 3.3.2.6. Suivi des potentiels de corrosion pour les pinces Dentaurum®

L'évolution des  $E_{corr}$  est globalement linéaire, quel que soit le produit (Figure 95). On observe cependant de légères variations. Dans Ampholysine Plus®, le  $E_{corr}$  des pinces Dentaurum® commence par augmenter du 1<sup>er</sup> au 5<sup>e</sup> cycle, il diminue du 5<sup>e</sup> au 10<sup>e</sup> cycle, et il finit par augmenter de nouveau légèrement jusqu'au 20<sup>e</sup> cycle (-294 mV).

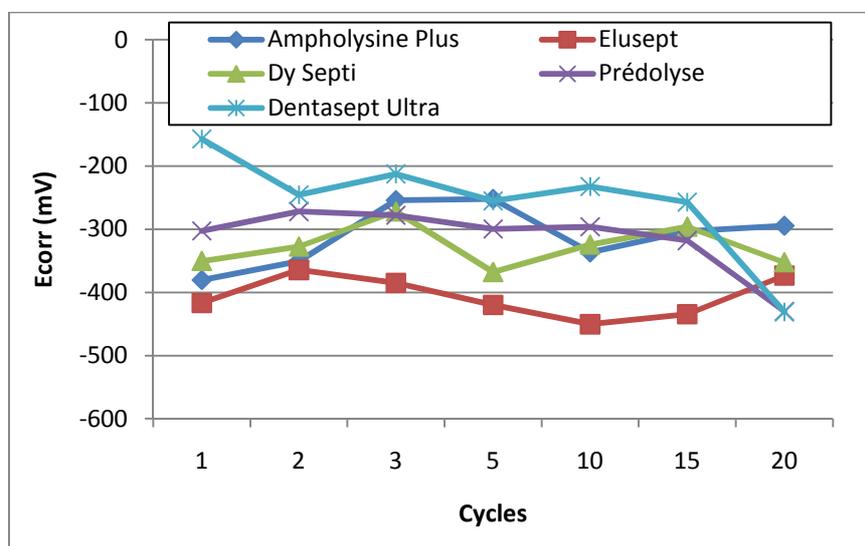


Figure 95 : Suivi du potentiel de corrosion pour les pinces Dentaurum® en fonction des produits de prédésinfection

Dans Elusept®, les valeurs sont inférieures, et restent pratiquement constantes, malgré une légère augmentation à partir du 15<sup>e</sup> cycle (de -434 mV à -373 mV au 20<sup>e</sup> cycle). Ceci pourrait

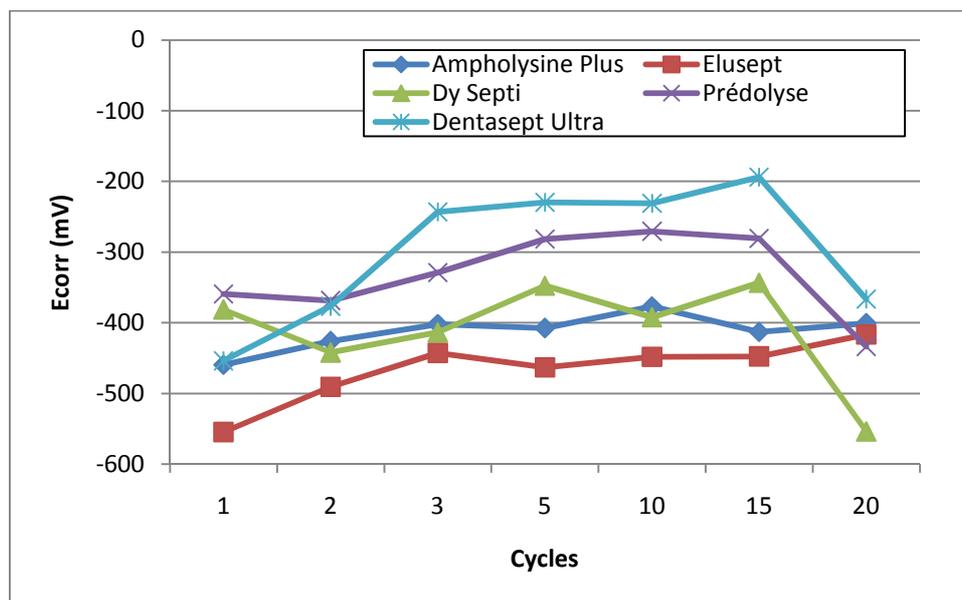
traduire une agressivité plus importante de ce produit vis-à-vis des pinces Dentaurum®. Dans Dy Septi®, les variations sont légèrement plus élevées, avec une augmentation du 1<sup>er</sup> au 3<sup>e</sup> cycle, une diminution du 3<sup>e</sup> au 5<sup>e</sup> cycle, puis une nouvelle augmentation du 5<sup>e</sup> au 15<sup>e</sup> cycle, et enfin une diminution du 15<sup>e</sup> au 20<sup>e</sup> cycle.

Dans Prédolyse®, le potentiel de corrosion reste pratiquement constant tout au long des cycles, avec toutefois une légère diminution qui s'accroît à partir du 15<sup>e</sup> cycle.

Dans Dentasept Ultra®, une diminution très progressive est observée au fur et à mesure des cycles, les valeurs étant toutefois globalement supérieures à celles dans les autres produits, sauf au 20<sup>e</sup> cycle où elles rejoignent celles de Prédolyse® (-431 mV). Ceci pourrait indiquer un meilleur comportement électrochimique des pinces Dentaurum® dans ce produit.

### 3.3.2.7. Suivi des potentiels de corrosion pour les pinces ETM®

Le comportement des pinces ETM® dans les différents produits de prédésinfection est relativement similaire (*Figure 96*).



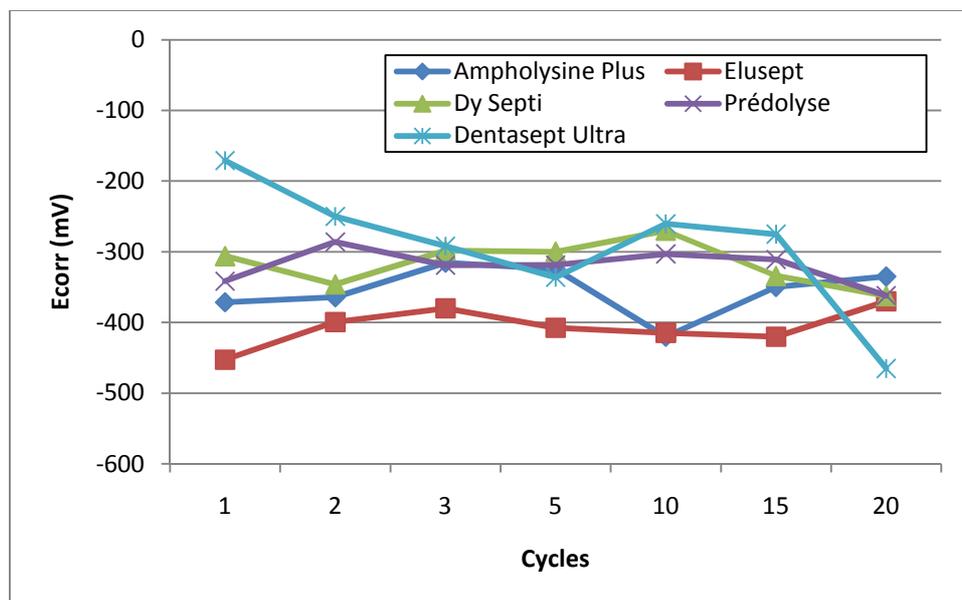
**Figure 96 : Suivi du potentiel de corrosion pour les pinces ETM® en fonction des produits de prédésinfection**

On observe une augmentation progressive des  $E_{corr}$  dans les 1<sup>ers</sup> cycles, puis une stabilisation à partir du 5<sup>e</sup> cycle, et une diminution à partir du 15<sup>e</sup> cycle. Ces variations sont surtout marquées pour Dentasept Ultra®, Dy Septi® et Prédolyse®. Le comportement dans Ampholysine Plus® et dans Elusept® est beaucoup plus monotone. Les valeurs de  $E_{corr}$  sont

plus faibles pour Elusept®, intermédiaires pour Ampholysine Plus® et Dy Septi®, plus élevées pour Prédolyse® et encore plus élevées pour Dentasept Ultra®, pouvant indiquer un meilleur comportement des pinces ETM® dans ce dernier produit, face à la corrosion.

### 3.3.2.8. Suivi des potentiels de corrosion pour les pinces RMO®

Le comportement des pinces RMO® dans les différents produits semble très proche, avec des valeurs de  $E_{corr}$  très similaires (Figure 97).



**Figure 97 : Suivi du potentiel de corrosion pour les pinces RMO® en fonction des produits de prédésinfection**

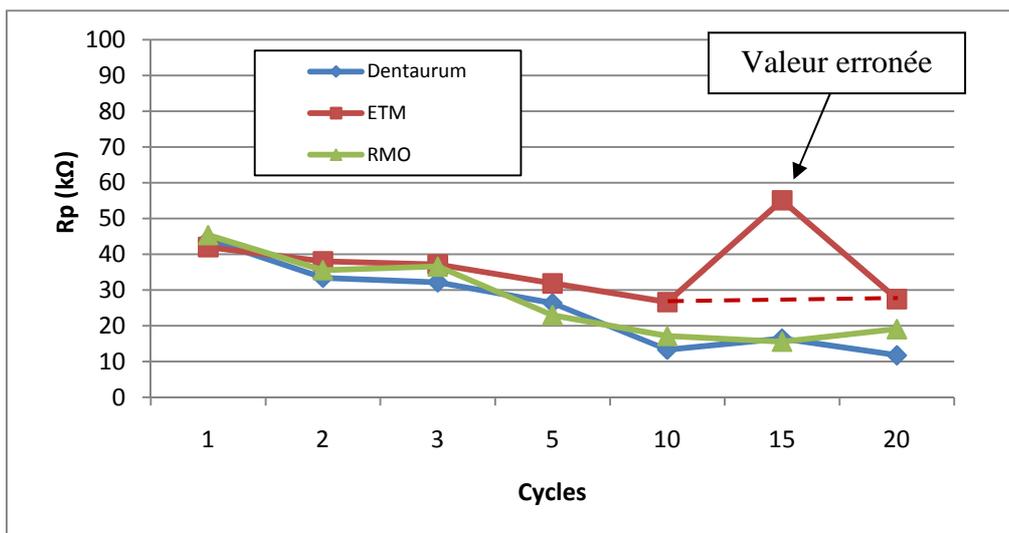
Toutefois, le comportement électrochimique des pinces RMO® dans Dentasept Ultra® semble meilleur en valeurs que celui dans Elusept®, mais l'évolution des  $E_{corr}$  indique une nette diminution dans Dentasept Ultra®, alors qu'ils sont pratiquement stables dans Elusept®, voire augmentent à partir du 15<sup>e</sup> cycle. Dans Dentasept Ultra®, les valeurs finissent même par être plus faibles que celles dans Elusept® (-465 mV et -370 mV au 15<sup>e</sup> cycle respectivement). Les comportements dans Ampholysine Plus®, Dy Septi® et Prédolyse® sont, eux, pratiquement identiques.

### 3.3.3. Suivi des résistances de polarisation

Les suivis de  $R_p$  ont été établis en prenant comme référence les produits de prédésinfection, puis nous les avons classés en prenant comme référence les marques de pinces. Les valeurs de  $R_p$  sont relatives, et non absolues, car les surfaces immergées des pinces n'ont pu être déterminées de façon précise. Celles-ci étant très difficiles à estimer, les pinces ont été systématiquement immergées à niveau identique, pour que les surfaces soient les plus constantes possibles (entre 5 et 10 cm<sup>2</sup>).

#### 3.3.3.1. Suivi des résistances de polarisation dans Ampholysine Plus®

Dans Ampholysine Plus®, les valeurs de  $R_p$  relevées sur chaque pince sont portées sur la *Figure 98*.



**Figure 98 : Suivi de la résistance de polarisation au fur et à mesure des cycles dans Ampholysine Plus®**

La résistance de polarisation de la pince ETM® présente sans doute une valeur erronée au 15<sup>e</sup> cycle. Dans l'ensemble, on observe une diminution de  $R_p$  d'environ 40  $k\Omega$  à environ 15  $k\Omega$ , ceci pour les 3 marques de pinces (*Figure 98*). Les 3 pinces présentent des comportements très voisins dans ce milieu.

### 3.3.3.2. Suivi des résistances de polarisation dans Elusept®

Les  $R_p$  sont relativement proches pour Dentaurum® et RMO®, exceptée la  $R_p$  Dentaurum® du 2<sup>e</sup> cycle, sans doute erronée (*Figure 99*).

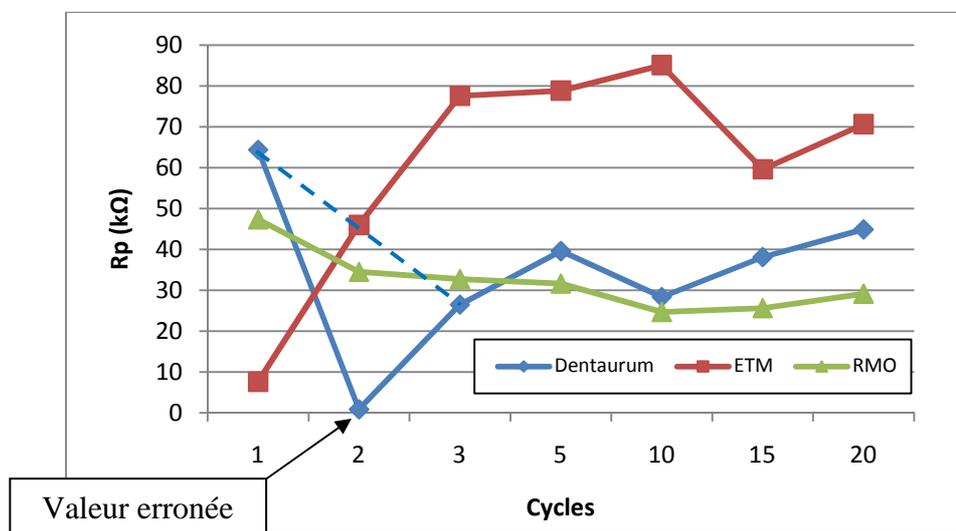


Figure 99 : Suivi de la résistance de polarisation au fur et à mesure des cycles dans Elusept®

Le comportement des pinces Dentaurum® et RMO® est relativement linéaire, avec une diminution jusqu'au 10<sup>e</sup> cycle, suivie d'une légère augmentation (de 24 kΩ à 29 kΩ pour RMO® et 28 kΩ à 44 kΩ pour Dentaurum®). Les valeurs de  $R_p$  ETM® sont globalement croissantes initialement, puis suivies d'une stagnation après les 3 premiers cycles. Globalement, ETM® présente les valeurs de  $R_p$  les plus élevées (environ 75-85 kΩ), donc une résistance à la corrosion légèrement supérieure.

### 3.3.3.3. Suivi des résistances de polarisation dans Dy Septi®

Les valeurs de  $R_p$  obtenues pour les différentes pinces immergées dans Dy Septi® sont présentées en *Figure 100*.

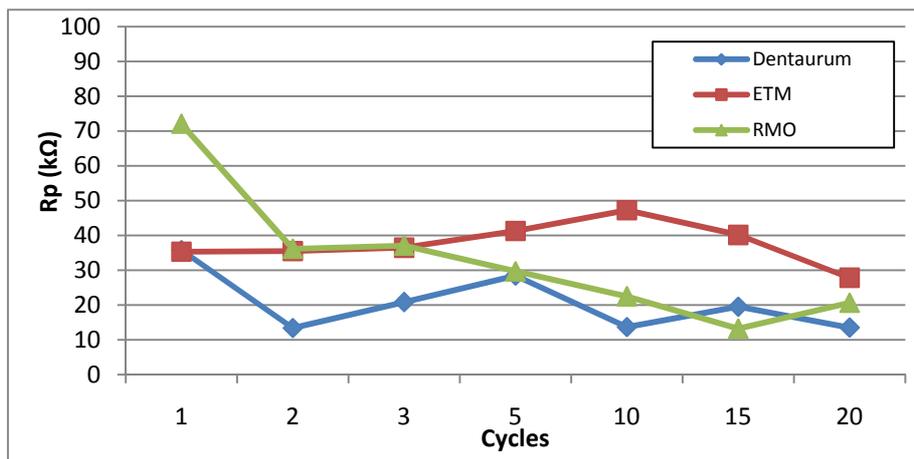


Figure 100 : Suivi de la résistance de polarisation au fur et à mesure des cycles dans Dy Septi®

Le comportement des différentes pinces dans Dy Septi® est relativement comparable à celui dans Elusept®. Les valeurs de  $R_p$  de la pince Dentaureum® sont très proches de celles de la pince RMO®, surtout à partir du 5<sup>e</sup> cycle (28 kΩ et 29 kΩ respectivement). Celles ETM® sont très légèrement supérieures, sauf aux cycles 2 et 3 où elles se confondent avec les valeurs de  $R_p$  RMO® (36 kΩ et 37 kΩ respectivement). En se basant sur les 15 derniers cycles, les pinces Dentaureum® et RMO® ont des comportements très proches, alors qu'ETM® présente une résistance à la corrosion légèrement supérieure.

#### 3.3.3.4. Suivi des résistances de polarisation dans Prédolyse®

Le suivi des résistances de polarisation des différentes pinces immergées dans Prédolyse® au fur et à mesure des cycles est présenté en *Figure 101*.

Les  $R_p$  Dentaureum® et RMO® présentent un comportement similaire, avec une allure décroissante. Les  $R_p$  ETM® sont nettement plus élevées (environ 4 fois), mais tendent également à diminuer.

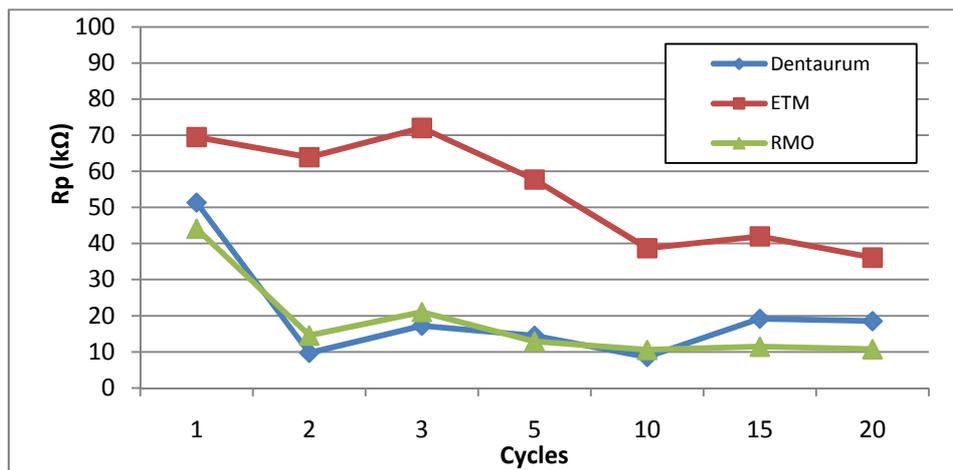


Figure 101 : Suivi de la résistance de polarisation au fur et à mesure des cycles dans Prédolyse®

### 3.3.3.5. Suivi des résistances de polarisation dans Dentasept Ultra®

La Figure 102 présente les valeurs de  $R_p$  suivies en immersion dans Dentasept Ultra® pour les 3 marques de pinces.

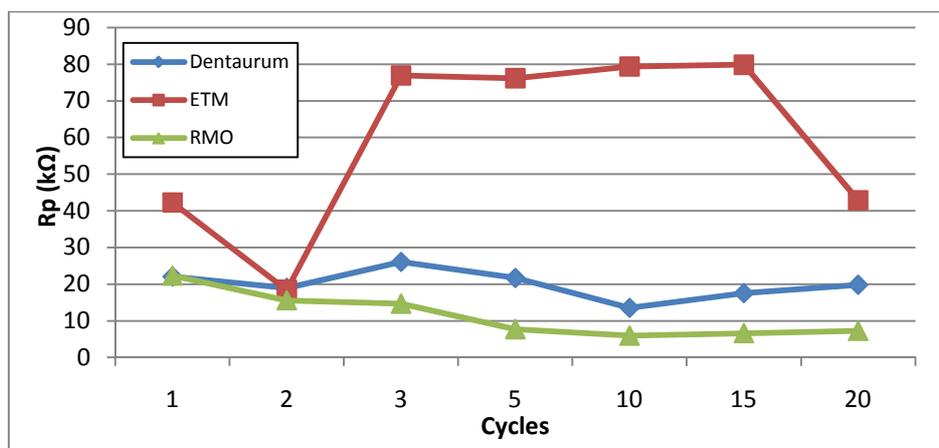


Figure 102 : Suivi de la résistance de polarisation au fur et à mesure des cycles dans Dentasept Ultra®

Les pinces ETM® présentent des  $R_p$  les plus élevées, tandis que les pinces Dentaurum® et RMO® montrent des valeurs similaires mais beaucoup plus faibles (environ 6 fois), avec un comportement très légèrement décroissant pour RMO®, et alternativement décroissant puis croissant pour Dentaurum®.

### 3.3.3.6. Suivi des résistances de polarisation pour les pinces Dentaureum®

L'immersion des pinces Dentaureum® dans les différents produits de prédésinfection a permis de suivre l'évolution des  $R_p$  au fur et à mesure des cycles de stérilisation (*Figure 103*).

Les  $R_p$  sont plus élevées dans Elusept®, à partir du 5<sup>e</sup> cycle. Globalement, elles sont très proches dans les autres produits. Dans un degré de finesse supérieur, elles sont dans l'ensemble plus basses dans Prédolyse®, et relativement proches dans Dy Septi®, Dentasept Ultra® et Ampholysine Plus®. La tendance des valeurs est à la baisse au fur et à mesure des cycles, sauf dans Elusept®, pour qui les  $R_p$  augmentent. La valeur au 2<sup>e</sup> cycle est sans doute erronée.

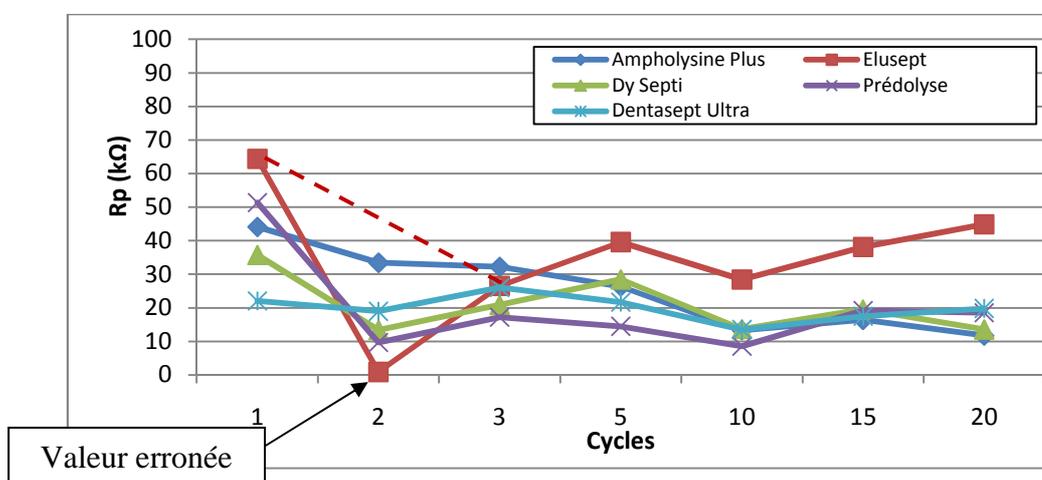
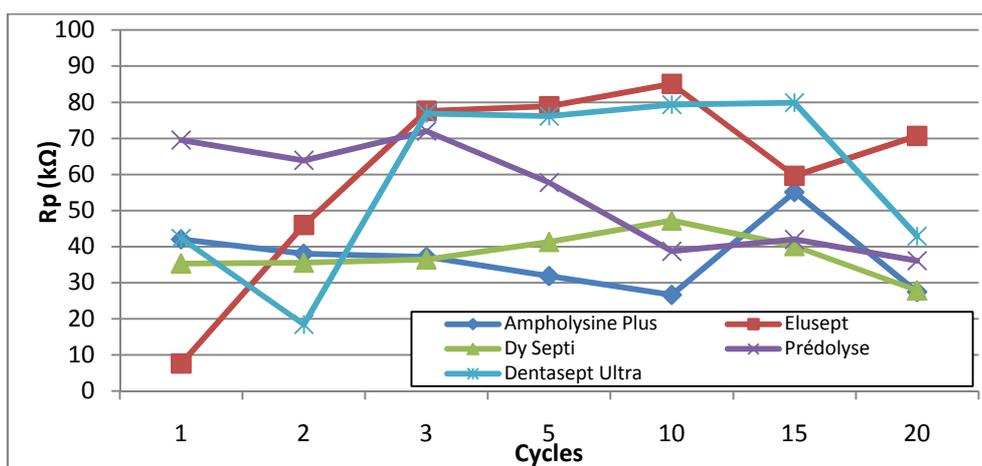


Figure 103 : Suivi de la résistance de polarisation pour les pinces Dentaureum® en fonction des produits de prédésinfection

### 3.3.3.7. Suivi des résistances de polarisation pour les pinces ETM®

Le suivi des valeurs de  $R_p$  des pinces Dentaureum® immergées dans les différents produits de prédésinfection est représenté dans la (*Figure 104*).

L'aspect global des courbes est assez chaotique. Les  $R_p$  de Elusept® et de Dentasept Ultra® montrent des valeurs et une évolution similaires. Croissantes au début, un plateau apparaît dès le 3<sup>e</sup> cycle, jusqu'au 15<sup>e</sup> cycle, où une diminution apparaît. Les  $R_p$  de Prédolyse® sont nettement décroissantes, avec des valeurs inférieures. Les valeurs les plus basses reviennent à Ampholysine Plus® et Dy Septi®, dont l'évolution de la  $R_p$  est pratiquement linéaire (exceptée une valeur sans doute erronée au 15<sup>e</sup> cycle pour Ampholysine Plus®).



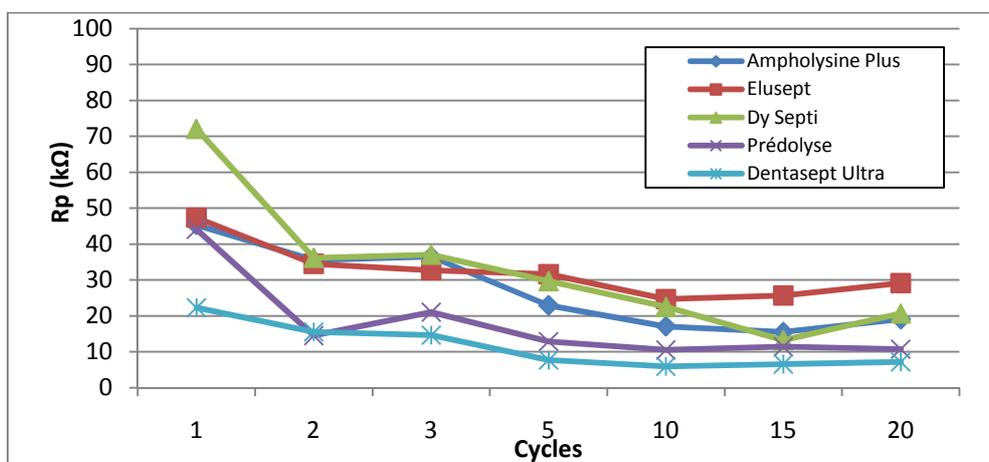
**Figure 104 : Suivi de la résistance de polarisation pour les pinces ETM® en fonction des produits de prédésinfection**

### 3.3.3.8. Suivi des résistances de polarisation pour les pinces RMO®

Les pinces RMO® ont été immergées dans les différents produits de prédésinfection, afin de suivre l'évolution des  $R_p$  (Figure 105).

L'allure des courbes semble très similaire pour tous les produits, avec une diminution relativement faible et régulière des valeurs de  $R_p$ , sauf dans Dy Septi®, où la diminution est nettement plus rapide (de 72 kΩ à 20 kΩ). On constate toutefois une légère augmentation à partir du 15<sup>e</sup> cycle pour les  $R_p$  de Dy Septi®, Elusept® et Ampholysine Plus®.

Les valeurs les plus basses reviennent à Dentasept Ultra®, puis Prédolyse®. Les  $R_p$  de Dy Septi®, Ampholysine Plus® et Elusept® sont très proches.



**Figure 105 : Suivi de la résistance de polarisation pour les pinces RMO® en fonction des produits de prédésinfection**

### 3.3.4. En résumé

- Les paramètres électrochimiques des pinces dans leur ensemble, ont été déterminés de manière non destructive (mesure  $E_{corr}$  et  $R_p$ ), en immersion dans les différents produits de prédésinfection, et ceci au fur et à mesure des cycles de stérilisation.
- Les pinces présentent dans l'ensemble des comportements électrochimiques très proches, ceux des pinces ETM® étant toutefois légèrement meilleurs. Les produits de prédésinfection ont également des caractéristiques presque identiques.
- Les  $E_{corr}$  des pinces ETM® sont légèrement plus faibles que pour les pinces Dentaurem® et RMO®, indiquant ainsi un comportement moins noble des premières par rapport aux secondes, sauf dans Prédolyse® et dans Dentasept Ultra® où les valeurs sont très proches. Toutefois, même si elles sont plus faibles, les valeurs ont tendance à augmenter au fur et à mesure des cycles pour ETM®, alors qu'elles restent pratiquement stables pour Dentaurem® et RMO®.
- Les valeurs de  $R_p$  ETM® sont, dans l'ensemble, supérieures à celles Dentaurem® et RMO®, ce qui indique une vitesse de dégradation plus lente. Les  $R_p$  Dentaurem® et RMO® restent, quant à elles, très proches quel que soit le produit de prédésinfection.
- Dans Elusept®, les pinces immergées présentent des  $E_{corr}$  plus faibles, en particulier pour les pinces ETM®, montrant le caractère plus agressif de ce produit, dont le pH est fortement basique (pH : 11,2 à 1%). Ce produit semble cependant le plus adapté pour les pinces Dentaurem®.
- A l'inverse, les pinces immergées dans Dentasept Ultra® présentent des  $E_{corr}$  plus importants, avec une importante progression pour les pinces ETM®, indiquant ainsi une amélioration du comportement face à la corrosion, mais ce produit n'est pas détergent.
- Toutefois, à partir du 15<sup>e</sup> cycle, les valeurs de  $E_{corr}$  tendent à diminuer, et ceci quel que soit le produit de prédésinfection ou la marque des pinces. On pourrait donc penser qu'au-delà de 15 cycles de stérilisation, les pinces deviennent moins résistantes face à la corrosion.
- Globalement, aucune évolution brutale n'est observée au cours des cycles. Il n'y a donc pas de changement de mécanisme de corrosion comme suite à la rupture d'un film passif, ou par piqûration.
- De plus, les valeurs de  $R_p$ , si on estime les surfaces immergées de plusieurs  $cm^2$  (entre 5 et  $10\text{ cm}^2$ ), sont aux alentours de 100 voire plusieurs centaines de  $k\Omega.cm^2$ , ce qui conduit à

des valeurs de  $I_{\text{corr}}$  stables inférieures au  $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ , et donc à des vitesses de corrosion tout à fait acceptables (de l'ordre de  $1 \mu\text{m}/\text{an}$ ).

#### 4. Etude de la corrosion et de l'usure des pinces

Les 80 pinces ont subi la coupe de 20 fils de ligature par pince. Elles ont ensuite été immergées dans les différents produits de prédésinfection en respectant les 5 groupes, correspondant aux 5 produits de prédésinfection. Puis les pinces ont été amenées au Service de Stérilisation Centrale du CHU de Nancy-Brabois, afin d'être nettoyées, rincées, séchées, mises sous sachets individuels, et enfin stérilisées à l'autoclave.

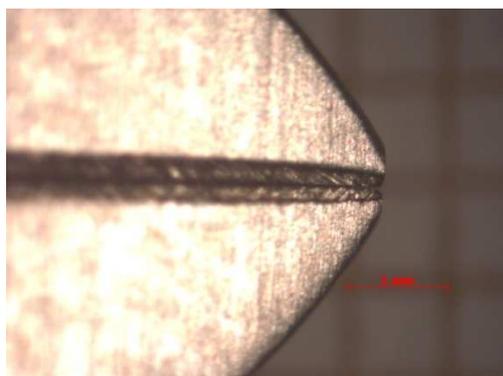
Une fois récupérées stériles, les pinces ont été observées, initialement et après chaque cycle, au moyen d'une loupe binoculaire numérique, et photographiées.

##### 4.1. Etat initial

Des variations sont observables selon les marques de pinces, ainsi qu'au sein d'une même marque de pinces.

##### 4.1.1. Pinces Dentaurem®

Les pinces ont un aspect gris mat, avec des stries donnant un aspect « brossé ». Les mors des pinces sont jointifs sur toute leur longueur, sauf à leur extrémité pour certaines, mais ceci de façon inconstante (*Figure 106*).



**Figure 106 : Photographie de l'état initial de la pince Dentaurem® n° 24 (grossissement x50)**

##### 4.1.2. Pinces ETM®

Ces pinces présentent un aspect brillant, lisse, poli, du fait de la couche de chrome qui les recouvre. Parmi les pinces ETM®, on distingue plusieurs types particuliers, en fonction de la

configuration des mors : certains sont relativement bien jointifs, sur une bonne partie de leur longueur (Figure 108), d'autres ne sont jointifs qu'à l'extrémité Figure 109(Figure 109), la plupart étant inégaux entre eux, l'un étant plus large que l'autre (Figure 107). On pourrait ainsi être amené à distinguer 2 groupes de pinces, pouvant correspondre à 2 lots différents, les pinces ayant été commandées en 2 fois. Ces différences pourraient coïncider avec une différence de masse entre les pinces, comme nous l'avons vu précédemment. Cependant, les différences d'aspect ne correspondent pas spécifiquement aux différences de masse, il semble donc difficile d'expliquer les variations entre les différentes pinces. Une explication pourrait être une éventuelle finition manuelle des pinces, pouvant être à l'origine d'un aspect variable.

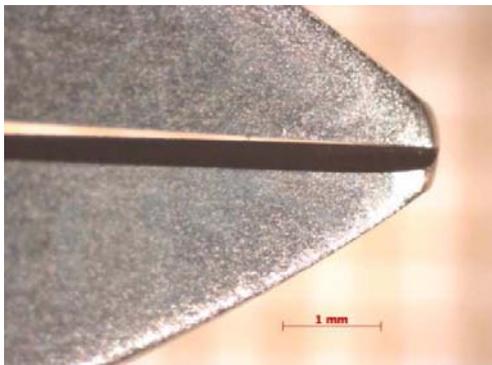


Figure 107 : Photographie de l'état initial de la pince ETM® n°6 (grossissement x50)



Figure 108 : Photographie de l'état initial de la pince ETM® n°16 (grossissement x50)

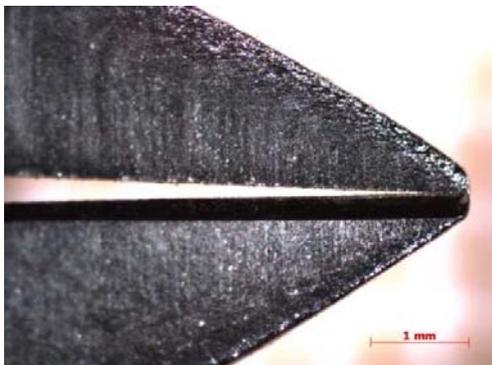


Figure 109 : Photographie de l'état initial de la pince ETM® n°10 (grossissement x50)

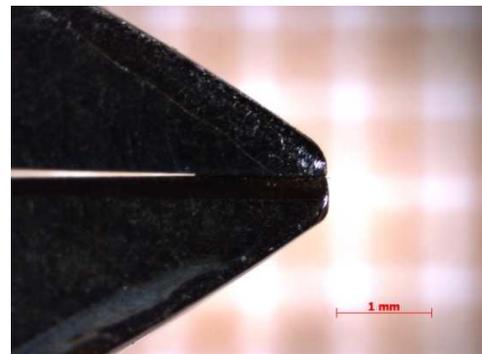
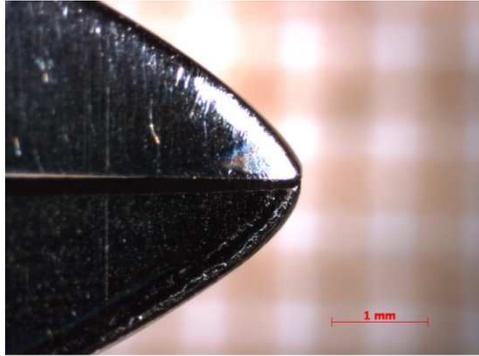


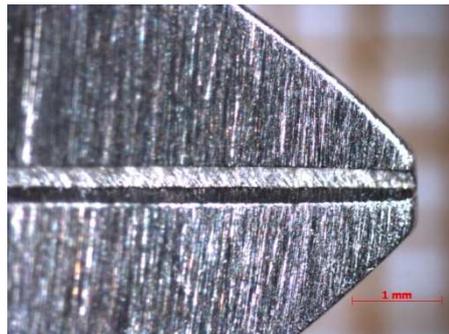
Figure 110 : Photographie de l'état initial de la pince ETM® n°19 (grossissement x50)



**Figure 111 : Photographie de l'état initial de la pince ETM® n° 20 (grossissement x50)**

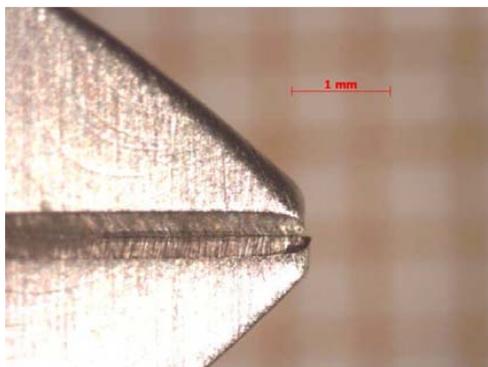
#### 4.1.3. Pinces RMO®

L'aspect des pinces RMO® est proche de celui des pinces Dentaurum®. On observe également un aspect gris mat brossé (*Figure 112*). Les mors sont jointifs sur toute leur longueur, ceci de façon plus constante que pour les pinces Dentaurum®.



**Figure 112 : Photographie de l'état initial de la pince RMO® n° 15 (grossissement x50)**

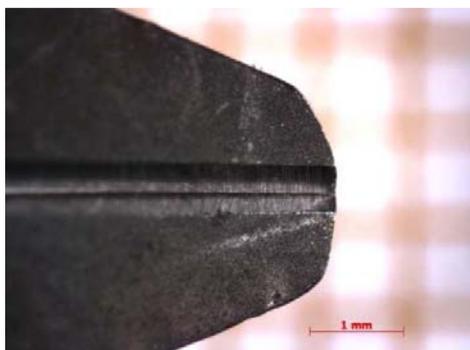
Toutefois, pour un certain nombre de pinces, des mors inégaux en longueur sont observables, les extrémités n'étant de ce fait pas correctement jointives (*Figure 113*).



**Figure 113 : Photographie de l'état initial de la pince RMO® n° 19 (grossissement x50)**

#### 4.1.4. Pinces Facom®

Les pinces Facom® présentent un aspect noir mat, rugueux (*Figure 114*). Les manches sont recouverts de gaines en plastique, qui ont du être retirées afin d'obtenir un contact électrique lors de l'électrochimie. Les mors sont jointifs sur pratiquement toute leur longueur.



**Figure 114 : Photographie de l'état initial de la pince Facom® n°5 (grossissement x50)**

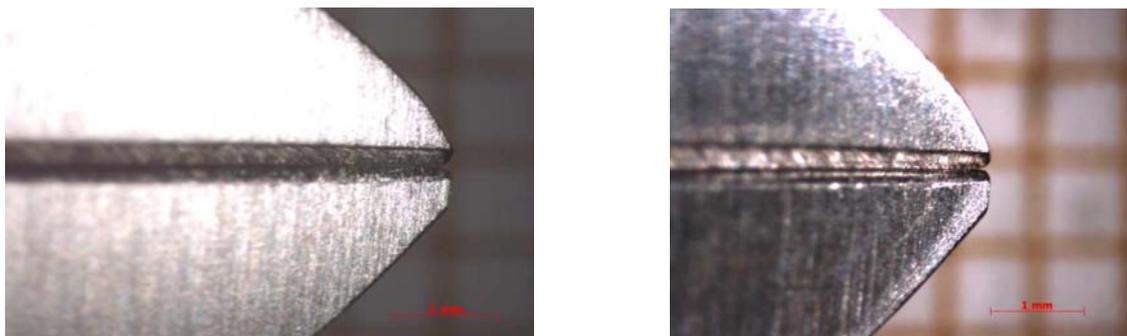
#### 4.2. Evolution au fur et à mesure des cycles

Le comportement des pinces a été apprécié au fur et à mesure des cycles par la coupe de 20 fils de ligature par pince, ceci pour les 80 pinces, soit 1600 fils coupés à chaque cycle. 20 cycles ont été réalisés, suivis à chaque fois d'une stérilisation complète. Une appréciation visuelle a été obtenue par l'observation à la loupe binoculaire de chaque pince, ainsi que la prise de photographies avec un grossissement x50. La quantité de photos étant trop importante pour être présentée dans son intégralité, seules les photographies initiales et finales, après les 20 cycles expérimentaux, ont été présentées en annexe.

##### 4.2.1. Pinces Dentaurem®

Dans l'ensemble, les pinces se comportent bien, et restent efficaces pour la plupart tout au long des 20 cycles.

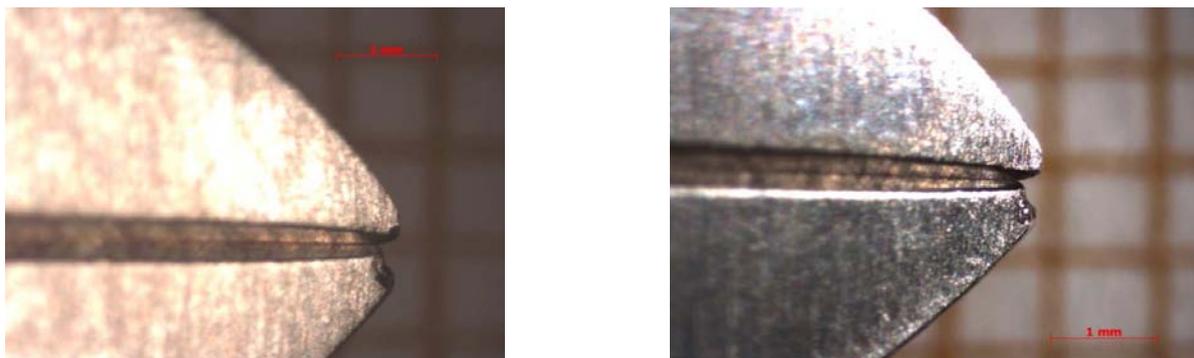
Les différences de morphologie des mors, et en particulier les mors semblant émoussés pour certaines pinces Dentaurem®, n'ont pas d'influence sur leur efficacité de coupe (*Figure 115*).



**Figure 115 : Photographies de la pince Dentaurum® n°10, initiale et après 20 cycles**

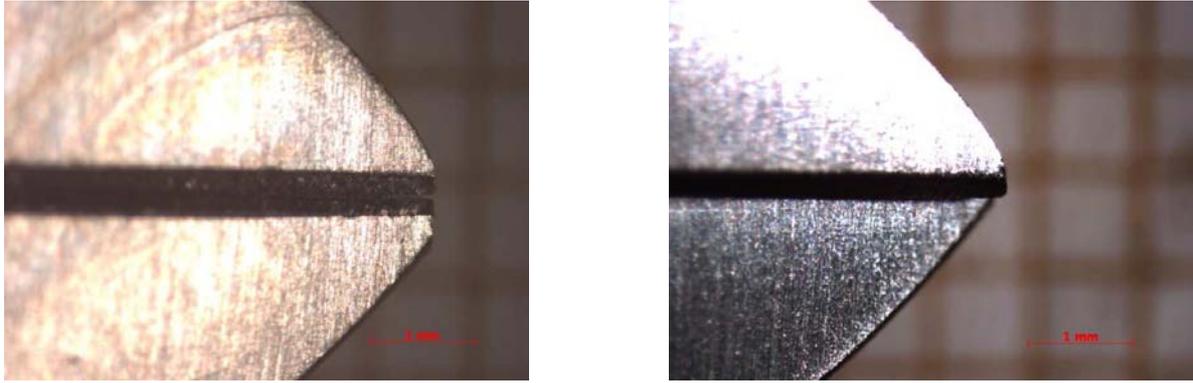
Les altérations ne semblent pas non plus dépendre du type de produit de prédésinfection. Ainsi, quelque soit le produit, les altérations sont relativement faibles, pratiquement aucune trace de corrosion n'apparaissant, et les pinces continuant à couper efficacement tout au long des 20 cycles.

La pince n°15 peut être remarquée, ses mors étant abimés dès le début de l'expérimentation (*Figure 116*).



**Figure 116 : Photographies de la pince Dentaurum® n°15, initiale et après 20 cycles**

La pince n°21 peut également être notée, car la vis située au niveau de la rotule de la pince ne tenait pas serrée. Un jeu existait donc entre les mors de la pince, qui de ce fait ne coupaient pas (*Figure 117*).

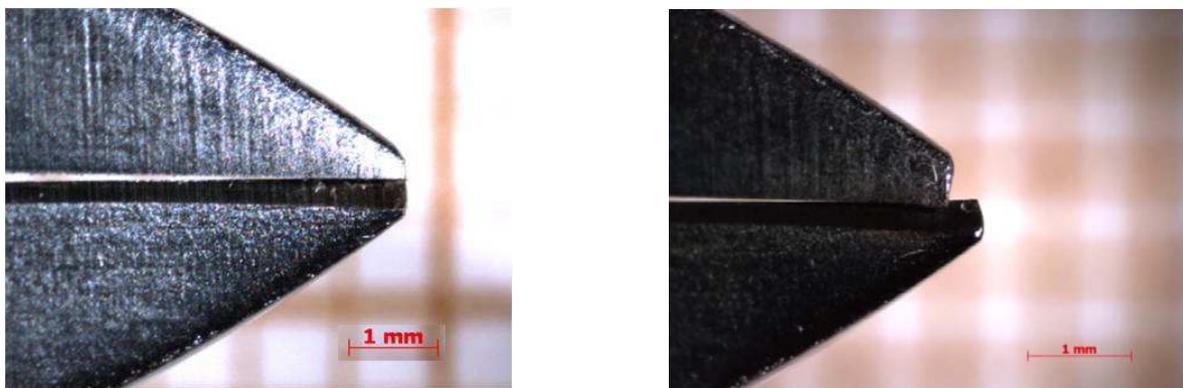


**Figure 117 : Photographies de la pince Dentaurum® n°21, initiale et après 20 cycles**

#### 4.2.2. Pinces ETM®

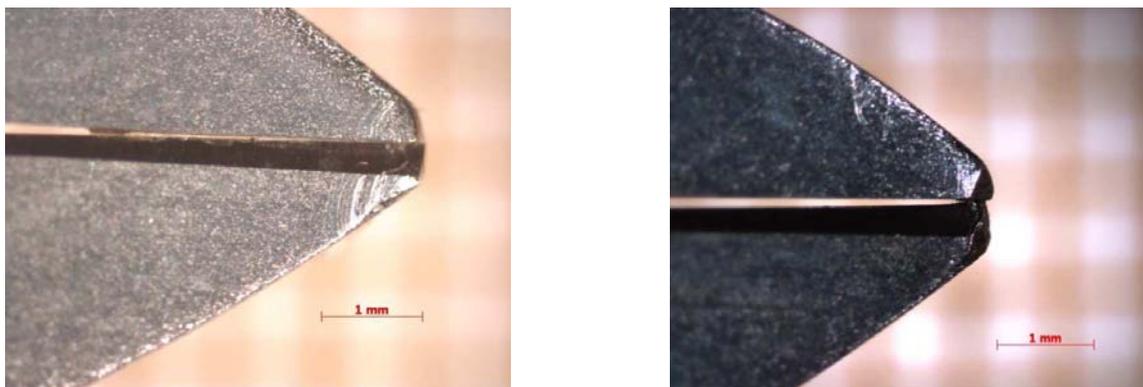
L'ensemble des pinces ETM® se comporte bien au fur et à mesure des cycles. Elles coupent les fils de ligature de manière efficace.

Il est à noter que 2 pinces ETM® ont eu un de leurs mors cassé, les rendant inutilisables, ceci dès le 1<sup>er</sup> cycle expérimental (*Figure 118*). La cause de cette fracture n'a pas été identifiée.



**Figure 118 : Photographies de la pince ETM® n°11, initiale et après 20 cycles**

Certaines pinces ETM® présentent également des signes de faiblesse de coupe, au fur et à mesure des cycles. Ceci n'est pourtant pas toujours objectivé par les photographies, sauf par exemple, pour la pince n°3, dont les mors paraissent abimés, au niveau de l'extrémité (*Figure 119*).



**Figure 119 : Photographies de la pince ETM® n°3, initiale et après 20 cycles (grossissement x50)**

#### 4.2.3. Pinces RMO®

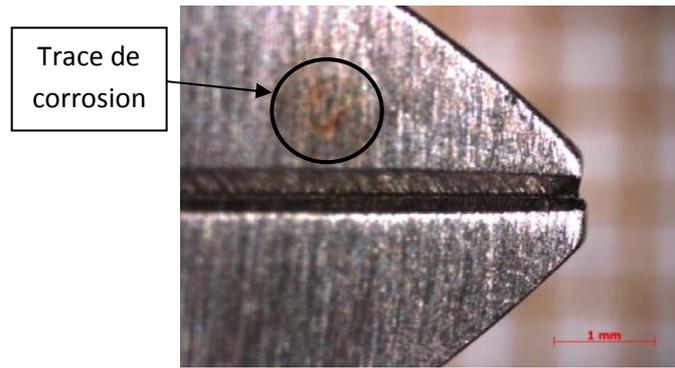
Comme les pinces Dentaurum® et ETM®, la majorité des pinces RMO® reste efficace au fur et à mesure des cycles de stérilisation.

Un certain nombre de pinces RMO® présente des mors dont les extrémités ne sont pas bien jointives (*Figure 120*). Toutefois, l'aspect de ces mors ne change pas au fur et à mesure des cycles, et les pinces coupent efficacement.



**Figure 120 : Photographies de la pince RMO® n°19, initiale et après 20 cycles (grossissement x50)**

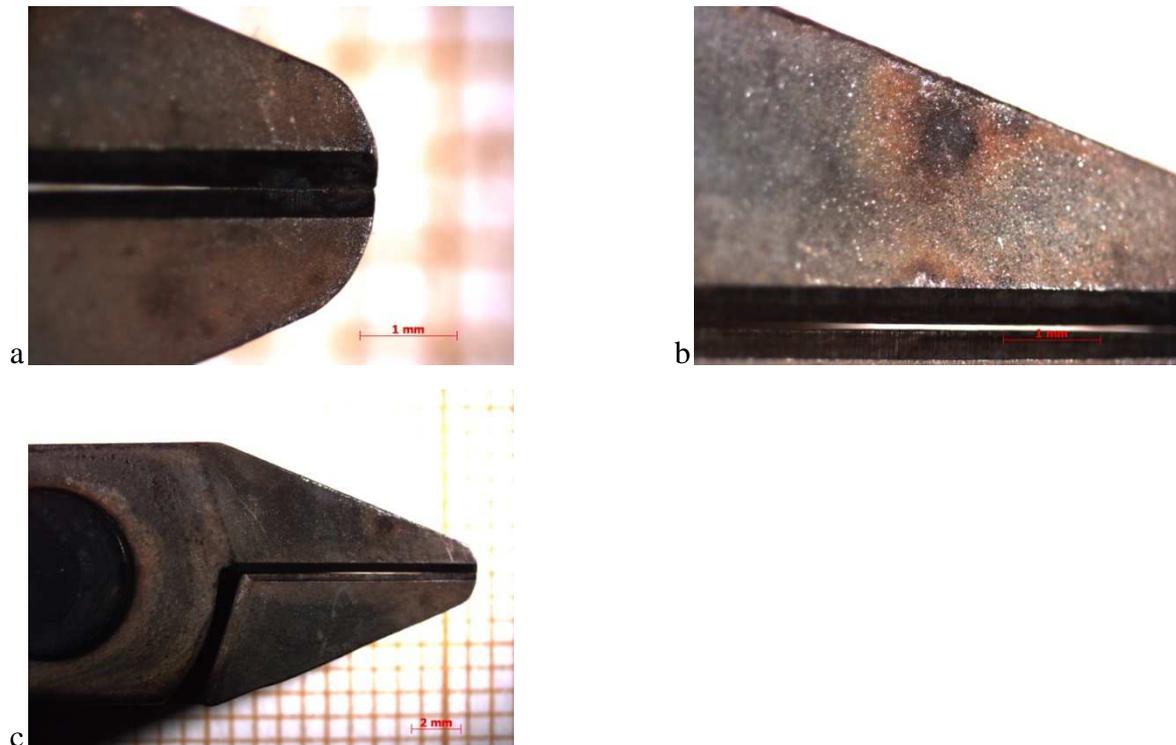
La pince RMO® n°15 peut être remarquée, du fait de l'apparition d'une importante trace de corrosion visible en microscopie optique (*Figure 121*).



**Figure 121 : Photographie de la pince RMO® n°15 après 20 cycles (grossissement x50)**

#### 4.2.4. Pinces Facom®

L'aspect des pinces Facom® évolue au fur et à mesure des cycles (*Figure 122*). D'importantes traces de corrosion apparaissent au niveau des mors, et s'étendent petit à petit. Toutefois, l'efficacité de coupe des pinces n'est pas diminuée par cette corrosion.



**Figure 122 : Photographies de la pince Facom® n°1 après 20 cycles (a : grossissement x25, b : grossissement x50, c : grossissement x6,5)**

#### 4.3. Conclusions partielles

- Un protocole a été mis en place consistant en la coupe de 20 fils de ligature avec chacune des 80 pinces, ceci pendant 20 cycles. Les coupes de fils ont été suivies d'une stérilisation<sup>5</sup>, puis d'une observation microscopique, avec prise de photographies de chaque pince.
- L'aspect des pinces est variable selon les marques, mais très proche pour les pinces Dentaurum® et RMO®.
- Cette variabilité se retrouve également au sein des pinces d'une même marque, comme pour ETM®, ce qui indique une difficulté de reproductibilité de fabrication.
- Excepté quelques rares traces de corrosion, ou émoussements des mors, les pinces orthodontiques résistent aux cycles de stérilisation répétés suivis de la coupe de fils de ligature, et restent efficaces après 20 cycles. Les pinces Facom®, elles, se corrodent rapidement au bout de 5 cycles, tout en restant cependant efficaces en termes de coupe.
- Les produits de prédésinfection ne semblent pas avoir d'impact différent sur les différentes pinces.
- Les pinces doivent être manipulées avec précaution afin d'éviter de fracturer les mors.
- Ceci ne représente cependant pas toujours la réalité de terrain. En effet, dans un cabinet libéral, avec le rythme de travail et parfois la précipitation, les pinces peuvent être jetées dans le bac de prédésinfection, et être entrechoquées. L'eau déminéralisée est, de plus, rarement utilisée pour la dilution des produits de prédésinfection et de lavage. L'eau de ville est le plus souvent employée, avec ses variations possibles de composition, dans le temp et selon le lieu. De nombreuses différences peuvent donc être observées entre le protocole mené de façon rigoureuse, et les variantes rencontrées sur site.

---

<sup>5</sup> Réalisée en partenariat avec le Service de Stérilisation Centrale du CHU de Nancy-Brabois

# Chapitre 5 : Discussion

## 1. Caractérisation des pinces

- Les aciers entrant dans la composition des pinces contiennent environ 13% de chrome pour Dentaurum® et ETM®, et 14% de chrome pour RMO®, et entrent donc dans la catégorie des aciers de type inoxydable puisqu'ils en contiennent plus de 10,5% (*BERANGER, 12*). Ils sont cependant faiblement alliés en chrome, par rapport aux aciers inoxydables usuels (type 304).
- La composition des pinces Dentaurum® et RMO® est pratiquement identique, ceci quelles que soient les parties (plaquettes, brasures et manches). Elles présentent également la même microstructure. Ceci pourrait laisser penser que les pinces ont été élaborées par le même fabricant. Cette hypothèse semble confirmée par leurs propriétés mécaniques. Ces deux instruments présentent en effet des valeurs de dureté Vickers identiques, aux erreurs expérimentales près.
- Les pinces ETM® se distinguent par une composition originale au niveau de la plaquette, avec la présence de carbures de tungstène et de carbures de vanadium, mais surtout par une couche de chrome pur périphérique, fortement déconseillée pour les instruments de chirurgie (*CCLIN, 17*). Au fur et à mesure des cycles de coupe de fils de ligature, la couche de chrome périphérique se rompt et met à nu l'alliage sous-jacent. Cette rupture de la couche de chrome pourrait être à l'origine de couplages galvaniques.
- De plus contrairement aux deux précédentes, où la liaison plaquette – manche est réalisée par une brasure argent – cuivre, les mors ETM® sont solidarisés au manche par le biais d'une soudure constituée d'un alliage de nickel, fer, chrome, et silicium.
- La dureté des plaquettes Dentaurum® et RMO® est à comparer avec le chrome périphérique des pinces ETM®, puisque c'est celui-ci qui entre en contact avec le fil de ligature lors de la coupe. Toutefois, au fur et à mesure des cycles de coupe de fils de ligature, la couche de chrome se fracture, laissant apparaître l'alliage de la plaquette sous-jacente, dont la dureté est supérieure (*Figure 123, GEORGE, 36*). Si l'objectif est de rechercher les pinces les plus dures possibles, le choix pourrait s'orienter plutôt vers les pinces Dentaurum® et RMO®.

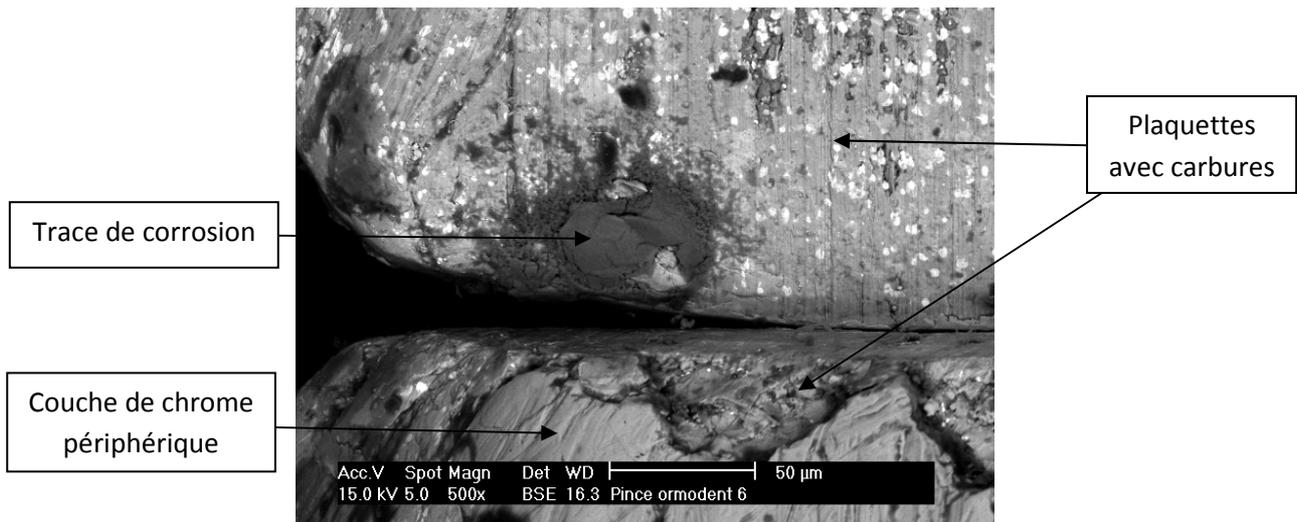


Figure 123 : Photographie de MEB d'une pince ETM®, grossissement x500 (d'après GEORGE, 36)

## 2. Caractérisation des produits de prédésinfection

- L'objectif de cette analyse était principalement de confirmer ou d'infirmer les indications données par les fournisseurs quant à la composition des produits de prédésinfection, et non pas d'obtenir une composition réellement détaillée, destinée par exemple à resynthétiser les produits.
- Les compositions établies sont dans l'ensemble en accord avec celles données par les fournisseurs. La plupart des produits de prédésinfection analysée présente des compositions relativement proches, principalement à base d'ammoniums quaternaires, plus ou moins fractionnés, responsables du pouvoir désinfectant. Seul Dentasept Ultra® se distingue par une composition originale.
- Certains produits (Prédolyse® en particulier) contiennent cependant des composés chlorés, contrairement à ce qui est annoncé sur la fiche descriptive du produit, ce qui peut générer des phénomènes de corrosion. Le biguanide présent dans Ampholysine Plus® et dans Prédolyse® induit également la présence de chlore.
- Dentasept Ultra®, bien que recommandé par l'Association Dentaire Française (22), n'est pas adapté à la pratique dentaire, car les instruments doivent être nettoyés avant d'être immergés dans ce produit, au pouvoir uniquement désinfectant. Dentasept Ultra® risque même de fixer certaines protéines, et en particulier le prion.
- Elusept® a un pH fortement basique (pH : 11,2), ce pH élevé peut entraîner également un risque de dépassivation de l'acier inoxydable.

- Les solutions contenant des ammoniums quaternaires présentent des pH légèrement alcalins (9,7 pour Ampholysine Plus®, 9,4 pour Dy Septi®), ce qui est compatible avec leur activité détergente-désinfectante.

La solution de glutaraldéhyde est la seule à avoir un pH relativement acide.

Au-delà de pH=12, les produits sont nocifs pour les aciers (*POURBAIX, 54*). Mais du point de vue désinfection-détersion, un pH basique est préférable pour saponifier les graisses. Un produit à pH neutre serait, à l'inverse, moins efficace sur ce dernier point (*FLEURETTE & al., 32*).

- Il est à noter qu'aucun inhibiteur de corrosion n'a été détecté. 2 explications paraîtraient possibles : soit il n'y en a pas, soit ils sont trop dilués pour être identifiés, ce qui peut poser le problème de leur efficacité.

- La chromatographie en phase gazeuse est une méthode permettant de séparer des molécules d'un mélange de nature très diverse. Elle s'applique principalement aux composés gazeux ou susceptibles d'être vaporisés par chauffage sans décomposition. Il aurait été intéressant d'effectuer une chromatographie en phase liquide.

### 3. Etude des différentes parties des pinces

- Les pinces ont tout d'abord été découpées afin d'isoler chaque partie (manche, plaquette, brasure ou soudure) et de pouvoir les étudier indépendamment les unes des autres.

- Globalement, dans les différents produits de prédésinfection, chaque partie des pinces se comporte de manière honorable, avec des courants de corrosion tous inférieurs à  $10^{-5}$  A.cm<sup>2</sup>. Ainsi, à part la plaquette ETM®, qui a tendance à se corroder dans Ampholysine Plus®, les plaquettes des 3 pinces présentent une bonne résistance à la corrosion dans l'ensemble des produits de prédésinfection. De même pour les manches des pinces.

- Les parties les plus sensibles à la corrosion sont les brasures des pinces Dentaurum® et RMO®, et ceci pour les 5 produits de prédésinfection, tandis que la soudure ETM® a une tendance à la passivation.

- Quel que soit le produit, la soudure ETM® a toujours un comportement plus noble que les brasures des autres pinces. Toutefois, dans Dentasept Ultra®, les Rp des brasures des pinces Dentaurum® et RMO® et de la soudure ETM® sont du même ordre de grandeur. La meilleure résistance de la soudure (par rapport aux brasures) tient à sa composition chimique (fer-nickel-chrome-silicium), lui permettant de développer une couche de passivation.

- Dans l'ensemble, les paramètres électrochimiques de la couche de chrome périphérique ETM® sont nettement supérieurs à ceux des autres parties des pinces. Ceci peut être attribué à la grande tendance à la passivation du chrome.

- Aucun produit ne semble donc manifester un caractère beaucoup plus agressif que ses homologues.

Les variations de la résistance de polarisation ( $R_p$ ) ont été mesurées sur les différentes parties des pinces en fonction du pH des produits de prédésinfection, ceci afin d'évaluer le « degré d'agressivité » de chacun d'eux (*Tableau 19, Figure 124, Figure 125, Figure 126*).

Elusept® est ainsi le produit le plus basique, mais les résistances de polarisation mesurées dans ce produit sont pourtant peu différentes de celles observées pour les autres produits, Dy Septi® et Prédolyse® en particulier. De même pour les résultats dans Dentasept Ultra®, qui semble le moins favorable aux pinces. Ainsi, l'écart entre les  $R_p$  de la plaquette et du manche Dentaurum® et RMO®, d'une part, et celles des brasures Dentaurum® et RMO®, d'autre part, est pratiquement constamment retrouvé.

Il convient donc de nuancer car les variations entre produits restent faibles.

En conclusion, les produits ont un pouvoir corrosif relativement similaire, il conviendrait donc de choisir le plus basique, car il sera plus efficace au niveau du pouvoir détergent-désinfectant.

**Tableau 19 : Variations de la résistance de polarisation en fonction du pH des différents produits de prédésinfection pour les différentes parties des pinces (en  $k\Omega.cm^2$ )**

pH	$R_p$ ( $k\Omega.cm^2$ )									
	Dentaurum®			ETM®				RMO®		
	Plaquette	Manche	Brasure	Plaquette	Manche	Soudure	Chrome périphérique	Plaquette	Manche	Brasure
5,9 (Dentasept Ultra®)	570	180	3	53	109	5	3815	1290	63	3
7,4 (Prédolyse®)	1380	734	10	190	120	350	3050	200	90	10
9,4 (Dy Septi®)	730	825	13	77	175	650	5200	7400	50	13
9,7 (Ampholysine Plus®)	170	740	10	34	96	1660	2080	54	150	10
11,2 (Elusept®)	1100	1000	7	120	160	560	1040	6120	70	7

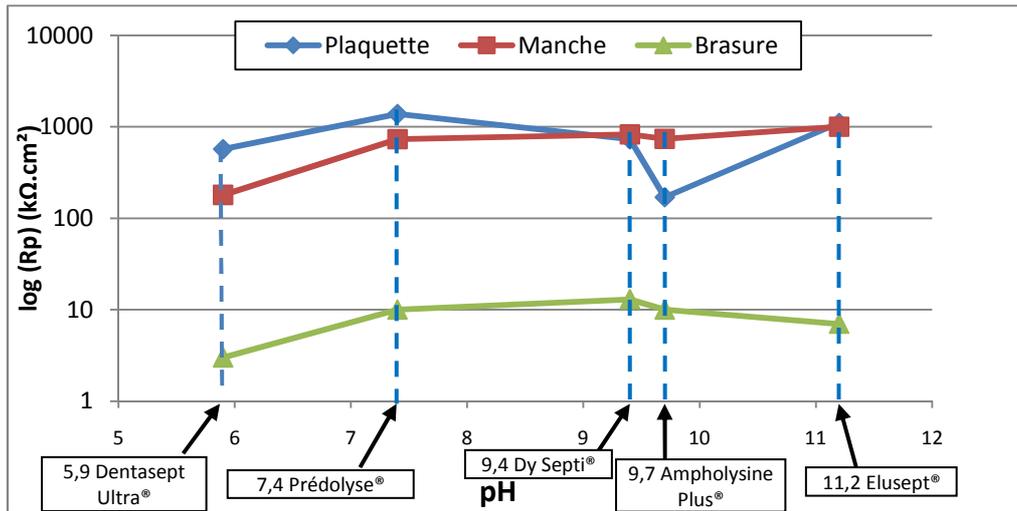


Figure 124 : Variations logarithmiques de la résistance de polarisation ( $R_p$  en  $k\Omega.cm^2$ ) en fonction du pH pour les différentes parties de la pince Dentaurum®

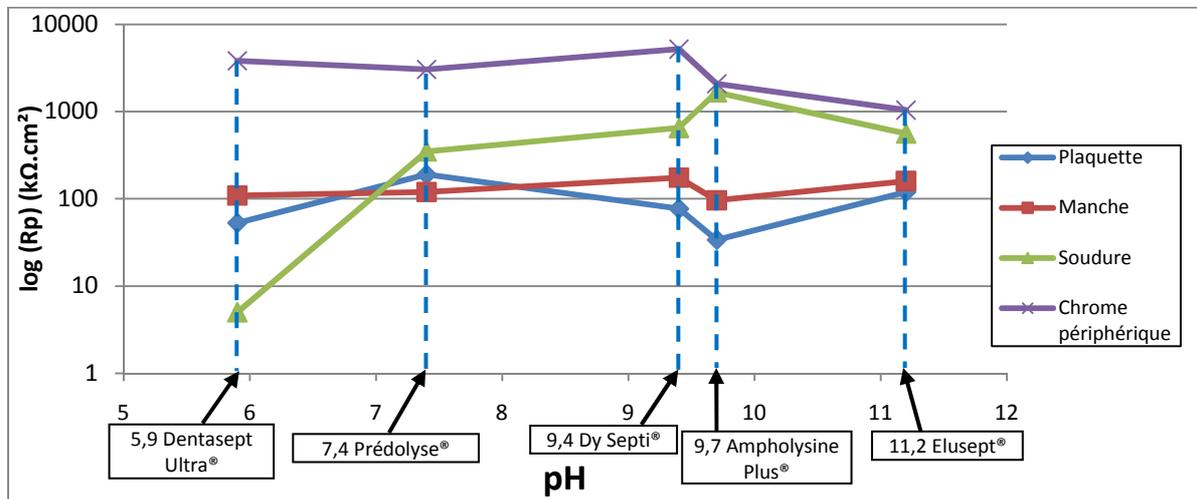


Figure 125 : Variations logarithmiques de la résistance de polarisation ( $R_p$  en  $k\Omega.cm^2$ ) en fonction du pH pour les différentes parties de la pince ETM®

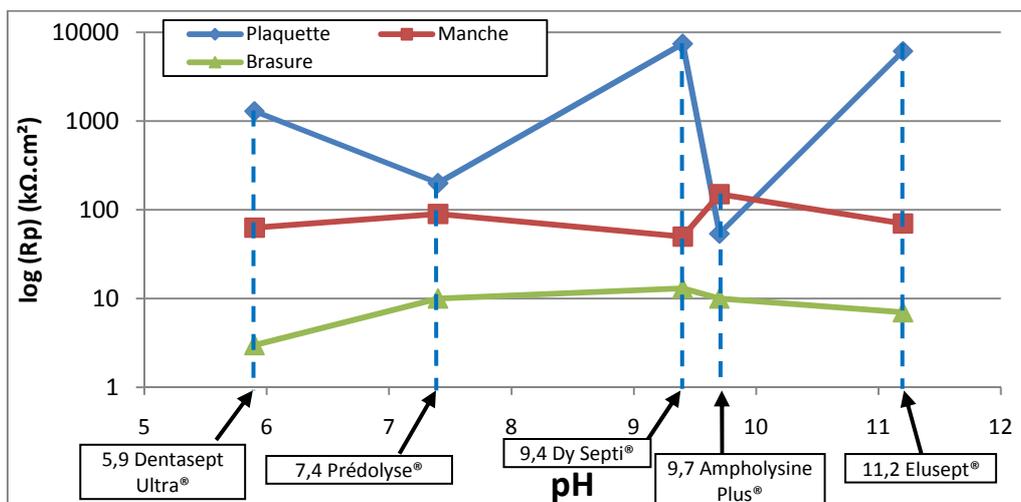


Figure 126 : Variations de la résistance de polarisation ( $R_p$  en  $k\Omega.cm^2$ ) en fonction du pH pour les différentes parties de la pince RMO®

#### 4. Étude de la corrosion et de l'usure des pinces

- Afin de simuler une utilisation réelle des pinces, une simulation de coupe de fils de ligature a été réalisée, préalablement à chaque cycle de stérilisation. Au cours de l'étape de prédésinfection, le potentiel de corrosion et la résistance de polarisation ont été suivis pendant une période de 15 minutes, correspondant à la durée d'immersion des pinces dans les produits de prédésinfection recommandés par les fournisseurs.

- Dans l'ensemble, les résultats ne montrent ni usure ni corrosion majeure. L'étude électrochimique faite sur les éléments constitutifs des pinces ainsi que sur la globalité des pinces révèle globalement un comportement assez proche et satisfaisant vis-à-vis de la corrosion.

- Cependant, dans le détail, une sorte de « classement » des produits les mieux adaptés pour chaque marque de pinces peut être établi. Dentasept Ultra® semble ainsi être le produit le moins agressif, le moins corrosif vis-à-vis des pinces. Toutefois, il ne s'agit que d'un désinfectant, et pas d'un détergent-désinfectant. Vient ensuite Prédolyse®, avec des  $E_{corr}$  inférieurs à ceux de Dentasept Ultra® et qui serait surtout adapté aux pinces ETM®. Pour les pinces Dentaurem® et RMO®, la tendance est moins nette, et aussi bien Ampholysine Plus®, que Dy Septi®, ou Prédolyse® pourraient convenir, le comportement des pinces dans ces produits étant très proche. Elusept® semble être le produit le plus agressif vis-à-vis des pinces.

- Toutefois, comme montré dans l'étude des différentes parties des pinces, les différences de comportement ne sont pas corrélées au pH du milieu.

- De même, en ce qui concerne l'utilisation des pinces, aucune différence n'est constatée, les pinces ne se corrodent pas et coupent toujours efficacement le fil de ligature au fur et à mesure des cycles, ceci quel que soit le produit de prédésinfection.

- Les variations de masse des pinces mesurées sont inférieures à l'erreur de mesure la balance, (précision à 0,1 mg près) et n'indiquent ainsi ni perte de masse par usure des pinces, ni gain par l'apparition de produits de corrosion. Une immersion des pinces pendant 1 minute dans un bain d'acide sulfurique associé à de l'allylthiourée à 0,1 M, afin d'éliminer d'éventuels produits de corrosion déposés sur les pinces, suivie d'une pesée, n'a pas non plus montré de variations de la masse des pinces.

- Il peut toutefois être noté que l'aspect des pinces varie selon les marques. Les pinces ETM® ne sont jointives qu'à leur extrémité. Ceci pourrait être un avantage, car si un fragment se

fracture, ou s'use, l'extrémité des mors reste jointive. Ainsi, en ce qui concerne la pince ETM® n°22, dont un des mors s'est rompu à l'extrémité, une certaine efficacité de coupe a été retrouvée au fur et à mesure des cycles.

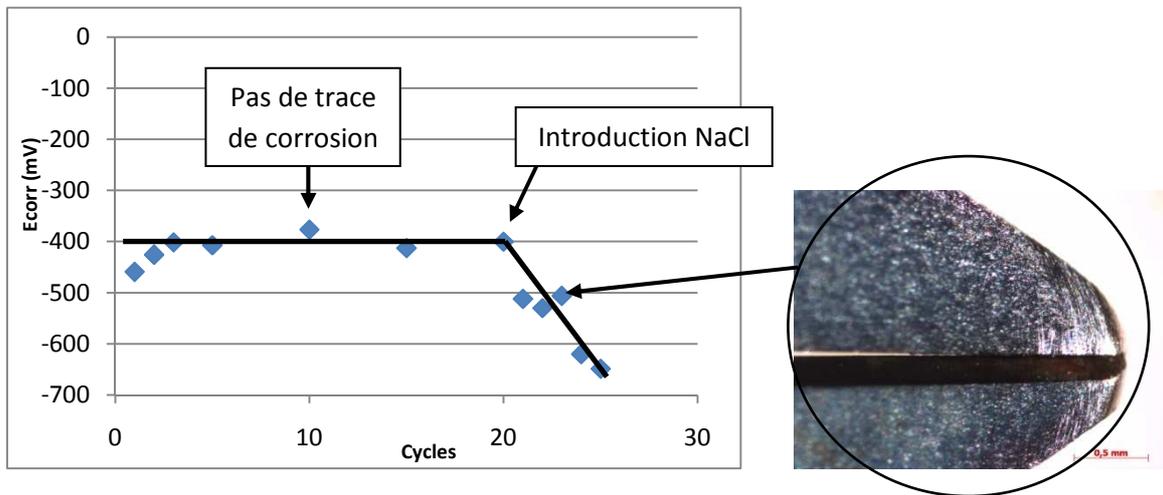
Les pinces Dentaurum® et RMO® coupent également après 20 cycles, alors que la configuration de leurs mors est très différente. Ils sont en effet jointifs sur toute leur longueur.

- En ce qui concerne les pinces Facom®, des traces de corrosion étendues sont, par contre, rapidement apparues (après 5 cycles), mais les pinces sont restées efficaces en coupe tout au long de l'expérimentation.

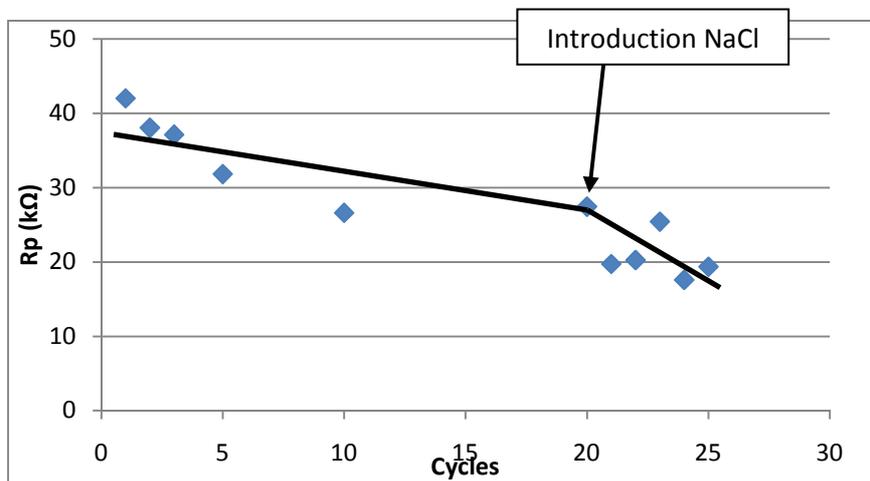
- Ces résultats ne vont pas dans le sens de ceux observés au cours de précédentes expérimentations (*GEORGE 35, GEORGE & al. 36, GEORGE & al. 37*), ainsi que dans la pratique quotidienne au CHU de Nancy, où d'importantes traces de corrosion, ainsi qu'une usure non négligeable des mors des pinces avaient été mises en évidence, en particulier pour les pinces ETM®. Cette différence de corrosion pourrait provenir de l'eau utilisée pour la dilution des produits de prédésinfection. L'eau utilisée lors des précédentes expérimentations était celle du réseau (*GEORGE, 35*), tandis que celle employée au cours de ce travail était déminéralisée. Ce choix avait été fait au début de cette étude pour supprimer toute perturbation éventuelle du fait de la composition variable de l'eau (en fonction du lieu géographique, du moment de l'année comme suite au salage des routes en hiver...), et notamment éliminer la présence éventuelle de chlore, responsable de la corrosion. Les résultats observés peuvent donc faire penser que la composition de l'eau servant aux dilutions des produits employés tout au long de la chaîne de stérilisation joue un rôle important. De la même façon, lors du rinçage après la prédésinfection, l'eau utilisée était déminéralisée, ce peut également éliminer une source de corrosion.

Il a donc été décidé d'effectuer un complément d'expérimentation en utilisant la teneur en chlorures de l'eau ASTM (Standard Test Method) suivant la norme D n°1384 (*51*) – c'est-à-dire 165 mg/L de NaCl – utilisée pour simuler la corrosion dans les circuits de refroidissement. L'étude a été réalisée sur une seule pince pendant 5 cycles.

Une pince ETM® a ainsi été testée dans Ampholysine Plus®, en ajoutant à l'eau déminéralisée du chlorure de sodium (NaCl) dosé à 165 mg/L. 5 cycles ont été effectués (en plus des 20 cycles précédents), associant coupe de fils de ligature puis stérilisation (*Figure 127, Figure 128*).



**Figure 127 :** Suivi du potentiel de corrosion ( $E_{corr}$  en mV) au fur et à mesure des cycles pour la pince ETM® n°1, immergée dans Ampholysine Plus® et photographie de la pince prise au 23<sup>e</sup> cycle au microscope optique, grossissement x50



**Figure 128 :** Suivi de la résistance de polarisation ( $R_p$  en kΩ) au fur et à mesure des cycles pour la pince ETM® n°1, immergée dans Ampholysine Plus®

Une diminution importante du potentiel de corrosion (de -400 mV à -649 mV soit environ 2,5 fois moins) est observable à partir de l'introduction du NaCl (165 mg/L) dans le bain de prédésinfection, mettant en évidence le rôle des chlorures dans les phénomènes de corrosion. La résistance de polarisation diminue également, mais de façon moins significative (Figure 128). Une trace de corrosion est par ailleurs observable au niveau de la partie coupante à la loupe binoculaire au grossissement x50 à partir du 23<sup>e</sup> cycle (Figure 127).

Ce complément d'expérimentation confirme sur le plan pratique l'importance d'éliminer les chlorures présents dans l'eau de dilution des produits de prédésinfection, et donc d'utiliser de l'eau déminéralisée au lieu de l'eau de ville. Il montre également l'intérêt d'éviter les produits de prédésinfection contenant des chlorures, ce qui n'est pas toujours facile, les étiquettes de

composition étant rarement très précises (*Commission des dispositifs médicaux de l'Association Dentaire Française, 22, Laboratoire Stéridine, 41*).

- Enfin, le rinçage des pinces après la prédésinfection présente aussi une importance considérable. Une expertise antérieure sur une pince présentant des traces de corrosion après stérilisation a révélé en spectrométrie EDS des traces d'élément chlore et de résidus de produits de prédésinfection au niveau des traces de corrosion (*GEORGE, 35*). Un mauvais rinçage, laissant à la surface des instruments des résidus de produit de prédésinfection, et des chlorures, peut être initiateur de piqûres de corrosion. Cette étape de rinçage est donc cruciale au niveau clinique et peut permettre de prolonger la durée de vie des instruments. De plus, comme on l'a montré, une concentration importante en chlorures peut entraîner un accroissement des phénomènes galvaniques.

# Chapitre 6 : Conclusion – Perspectives

Les normes actuelles de stérilisation imposent des protocoles précis, afin d'éviter toute contamination de l'équipe soignante ou des patients. Ces normes ne sont malheureusement pas sans conséquences sur les instruments chirurgicaux, qui souffrent des cycles de stérilisation répétés. L'objectif a été d'étudier les phénomènes de corrosion et d'usure au fur et à mesure des cycles de stérilisation, en simulant une utilisation clinique par la coupe de fils de ligature. Afin de réaliser ce travail, un partenariat a été établi entre le Service d'Orthopédie Dento-Faciale de la Faculté de Chirurgie Dentaire de Nancy, l'Institut Jean Lamour, équipe 206 de la Faculté des Sciences et Techniques de Nancy, et le Service de Stérilisation Centrale du CHU de Nancy-Brabois. Trois marques de pinces à couper les ligatures (Dentaurum®, ETM® et RMO®) couramment utilisées dans les cabinets d'orthodontie ont été étudiées. Cinq produits de prédésinfection ont également été testés (Ampholysine Plus®, Elusept®, Dy Septi®, Prédolyse® et Dentasept Ultra®), afin d'établir un cahier des charges, non seulement pour les pinces, mais aussi pour les produits de prédésinfection. Les pinces ont tout d'abord été caractérisées, en composition, ainsi que sur le plan des propriétés mécaniques. Les produits de prédésinfection ont également été caractérisés, en composition et en pH. Puis les propriétés électrochimiques des pinces ont été déterminées, ceci en fonction des différents produits de prédésinfection, mais également en fonction des différentes parties des pinces. Le comportement électrochimique des pinces dans leur ensemble a ensuite été étudié, ceci au fur et à mesure des cycles de stérilisation.

Les résultats ont montré tout d'abord que les pinces ont des compositions variables. La partie coupante des pinces est constituée de plaquettes brasées pour les pinces Dentaurum® et RMO®, ou de plaquettes soudées pour les pinces ETM®, composées d'acier à faible teneur en chrome (environ 12%), et associées à des carbures différents selon les marques. La dureté de ces plaquettes est plus élevée que celle des autres parties des pinces. Une particularité importante est la présence d'une couche de chrome pur périphérique entourant les pinces ETM®, bien que cela soit fortement déconseillé depuis des années pour les instruments de chirurgie (*CCLIN, 17*). A l'issue de cette caractérisation sont apparues de grandes similitudes entre les pinces Dentaurum® et RMO®, pouvant laisser penser à une fabrication identique.

Les produits de prédésinfection ont des compositions relativement proches. Ce sont principalement des ammoniums quaternaires à rôle de détergent-désinfectant. Seul un produit (Dentasept Ultra®) ne possède qu'un pouvoir désinfectant, du fait de sa composition pratiquement exclusive de glutaraldéhyde, et ne devrait donc pas être utilisé comme prédésinfectant. Les pH sont variables, allant de relativement neutre à fortement basique, sans que ce caractère basique n'affecte le comportement des pinces. La présence de l'élément chlore a été mise en évidence pour plusieurs produits (notamment dans Prédolyse®), élément corrosif vis-à-vis des aciers inoxydables. Les résultats de l'électrochimie ont ensuite indiqué des comportements électrochimiques variables selon les pinces, et selon les parties des pinces. Certains produits de prédésinfection sont plus agressifs que d'autres, mais dans l'ensemble, les pinces résistent de façon satisfaisante à la corrosion. L'observation des pinces au fur et à mesure des cycles a mis en évidence de faibles modifications aussi bien en termes de corrosion que d'usure. Quelle que soit la marque des pinces, ou le produit de prédésinfection, la résistance au fur et à mesure des cycles est bonne.

Il découle de ces résultats le cahier des charges suivant pour les pinces :

- Ne pas être recouvertes de chrome. En effet, en cas de rupture de la couche, même si dans nos conditions de test aucune corrosion galvanique n'a été mesurée, ce mode d'attaque pourrait se produire en présence de chlorures. Un retour d'expertise a montré la présence localisée de traces de corrosion à proximité de la couche de chrome endommagée.
- Être constituées d'un acier contenant au moins 18% de chrome, et avec une teneur en nickel également supérieure (8%) (*BENARD & al., 9, BERANGER & al., 12, BERANGER & MAZILLE, 13*).
- Inclure des éléments d'addition tel le molybdène afin de renforcer les alliages (*WEBER, 65*), afin d'améliorer leur résistance à la corrosion localisée.
- Favoriser les soudures plutôt que les brasures pour relier les plaquettes aux manches, les tests électrochimiques ont en effet montré une meilleure résistance à la corrosion.

En ce qui concerne le protocole de stérilisation et les produits de prédésinfection, ce travail permet de préconiser les mesures suivantes :

- Diluer le produit de prédésinfection, ainsi que tous les produits de lavage et de rinçage, avec de l'eau déminéralisée, afin de limiter le pouvoir corrosif de ces produits.
- Le rinçage, lui aussi, devrait être réalisé au moyen d'eau déminéralisée. Ceci permettrait également d'éviter les fluctuations de composition de l'eau du réseau, et notamment la teneur en chlorure de sodium.
- Une attention particulière devrait également être portée au niveau du rinçage des instruments, afin d'éliminer la totalité des produits de prédésinfection pouvant rester présent à la surface et être à l'origine de phénomènes de corrosion.

Plusieurs perspectives à ce travail peuvent enfin être envisagées :

- Poursuivre l'étude du rôle des chlorures, et déterminer leur concentration critique dans l'eau (corrosion élément par élément, globale et couplages galvaniques). Il s'agirait de déterminer la concentration maximale en chlorures tolérable avant l'apparition de phénomènes de corrosion.
- Agir au niveau des produits de prédésinfection en ajoutant des inhibiteurs de corrosion, tels les carboxylates, efficaces à pH neutre et basique (*BEUCLER-BOUR, 15, RAPIN, 56*).
- Evaluer la faisabilité de remplacer l'eau de dilution des différents produits utilisés au cours du cycle de stérilisation par de l'eau déminéralisée.
- Envisager le changement des alliages constitutifs des pinces. Dans un premier temps, différentes nuances d'acier inoxydable pourraient être testées électrochimiquement dans les produits de prédésinfection, additionnés ou non de chlorures. Ils pourraient également subir le cycle complet de stérilisation. Dans un second temps, il serait envisagé de tester des préséries de pinces élaborées dans d'autres matériaux.

# Chapitre 7 : Bibliographie

1. AFNOR  
Norme NF EN ISO 13402 : Instruments chirurgicaux et dentaires à main -  
Détermination de la résistance au passage à l'autoclave, à la corrosion et à l'exposition  
à la chaleur.  
Décembre 2002 : 4p.
2. AFNOR  
Norme NF EN 13060 : Petits stérilisateur à la vapeur d'eau.  
Novembre 2004 : 67p.
3. AFNOR  
Norme NF S 94-402-1 : Instruments chirurgicaux : Etude de l'action corrosive d'un  
prédéinfectant ou d'un nettoyant ou d'un désinfectant sur les instruments médico-  
chirurgicaux réutilisables – Méthodes d'essai. Partie 1 : Acier inoxydable.  
Mai 2004 : 19p.
4. AFNOR  
Recueil de normes françaises  
Antiseptiques et désinfectants  
1981 : 331p.
5. APAP M.  
Comment nettoyer nos instruments ?  
I.D. Info Dentaire, 31 Octobre 2007, 37, 2301-2312
6. BAROUX B.  
Chapitre 9 : Further insights on the pitting corrosion of stainless steels  
In : Corrosion mechanisms in theory and practice  
Ed. CRC Press, 2002
7. BARRALIS J., MAEDER G.  
Précis de métallurgie, élaboration, structures-propriétés, normalisation  
Ed AFNOR Nathan, 1997, 232p.
8. BASSIGNY F.  
Réflexions sur l'asepsie en orthodontie  
Rev. Orthop. Dento Faciale, 1996, 30, 2, 179-190
9. BENARD J., MICHEL A., PHILIBERT J., TALBOT J.  
Métallurgie générale  
Ed. Masson, 1984, 651p.
10. BENOIT F.  
L'eau et la stérilisation  
Revue de l'ADPHSO, 1997, 22, 3, 65-68
11. BENTAHAR Z., BOURZGUI F., ZERTOUBI M., EL ADIOUI-JOUNDY S.  
Electrochemical corrosion of metals used in orthodontics  
International Orthodontics, 2005, 3, 5-17

12. BERANGER G., HENRY G., SANZ G.  
Le livre de l'acier  
Ed. Sollac, 1994, 1491p.
13. BERANGER G. et MAZILLE H.  
Les Facteurs de la corrosion  
In : Prévention et lutte contre la corrosion  
Ed. Presses Polytechniques et Universitaires Romandes, 2004, 798p.
14. BERY A.  
Asepsie et responsabilité médicale  
Rev. Orthop. Dento Faciale, 1996, 30, 2, 243-248
15. BEUCLER-BOUR V.  
Etude d'une famille d'inhibiteurs organiques de la corrosion de l'acier  
Thèse, 1993, 158p.
16. BLANQUET-GROSSARD F. et coll.  
Prion protein is not detectable en dental pulp from patients with Creutzfeld-Jakob disease  
J. Dent. Res., 2000, 79, 2, 700
17. CCLIN Sud-Ouest  
Recommandations pour la prévention du risque infectieux au niveau des cabinets dentaires en milieu hospitalier  
1996, 48p.
18. CHARLOT G.  
Les réactions chimiques en solution aqueuse  
Ed Masson, 7e édition Tome 1, 1983, 406 p.
19. CHAUDIER-DELAGE V.  
L'Officiel : stérilisation, principaux textes officiels relatifs à la stérilisation des dispositifs médicaux et à la gestion des risques associés  
Hygiènes, Hors-série 2003 – 167p.
20. Circulaire DGS/5C/DHOS/E2 n°2001-138 du 14 mars 2001 relative aux précautions à observer lors de soins en vue de réduire les risques de transmission d'agents transmissibles non conventionnels – 14p.
21. COLOMBIE M.  
Matériaux métalliques  
Ed. DUNOD, 2008, 867p.
22. Commission des dispositifs médicaux de l'Association Dentaire Française  
Liste positive des produits désinfectants dentaires  
Dossiers ADF, 2007, 39p.

23. Commission de terminologie de la Société Française d'Orthopédie Dento-Faciale  
Orthod. Fr., 2003, 74, 537-543
  
24. CTIN : Comité Technique National des Infections Nosocomiales  
Désinfection des dispositifs médicaux  
Conseil Supérieur d'Hygiène publique de France  
Guide de bonnes pratiques, 1998 – 50p.
  
25. CUSTER F., ADDINGTON L.  
Physical changes of instruments during sterilization  
J. Periodontol., 1965, 36, 5, 34-38
  
26. CUSTER F., ANDERSEN R.  
A study of surface changes in instruments during sterilization procedures  
N. Y. J. Dent., 1968, 38, 8, 8-17
  
27. CUSTER F., COYLE T.  
Instrument changes during sterilization  
J. Dent. Res., 1970, 49, 487-495
  
28. DROUHET G.  
Prédésinfection : une étape incontournable dans la chaîne de stérilisation  
Hors-série asepsie, 2004, 5, 5-7
  
29. DROUHET G., MISSIKA P.  
Maîtrise de la chaîne de stérilisation  
J. de Parodontologie et d'Implantologie Orale, 2005, 24, 2, 91-105
  
30. ELIADES T., ATHANASIOU A.E.  
In vivo aging of orthodontic alloys : Implications for corrosion potential, nickel  
release and biocompatibility  
Angle Orthodontist, 2002, 72, 3, 222-237
  
31. FERREC G.  
Stérilisation du matériel de chirurgie au cabinet  
Actual. Odontostom. 2007, 237, 61-81
  
32. FLEURETTE J., FRENEY J., REVERDY M.-E.  
Antisepsie et désinfection  
Ed. ESKA, 1995 – 634p.
  
33. GALTIER F.  
La stérilisation  
Ed. Arnette Blackwell, 1996 – 216p.
  
34. GEISSANT V.  
La corrosion et les pinces orthodontiques  
Rev. Orthop. Dento Faciale, 1996, 30, 2, 223-234

35. GEORGE O.  
Effets de la stérilisation sur les pinces à couper les ligatures  
Mem. CECSMO Nancy 2006, 72p.
36. GEORGE O., BENOIT F., RAPIN C., ARANDA L., BERTHOD P., STEINMETZ P.,  
FILLEUL M.P.  
Effets de la stérilisation sur les pinces orthodontiques : une étude préliminaire  
Stérilisation, Etude et Recherche, (1) (2006) 11-16
37. GEORGE O., BENOIT F., RAPIN C., ARANDA L., BERTHOD P., STEINMETZ P.,  
FILLEUL M.P.  
Effect of surgical sterilization procedures on orthodontic pliers – A preliminary report  
European Cells and Materials, 10 (4) (2005) 13
38. GOETZ M.L.  
La stérilisation au cabinet dentaire  
Revue de l'ADPHSO, 1990, 15, 3, 109-118
39. JONES M.L., ORTH D.  
An initial assessment of the effect on orthodontic pliers of sterilization/disinfection  
regimes  
Br. J. Orthod., 1989, 16, 4, 251-258
40. JONES M.L., PIZARRO K., BLUNDEN R.  
The effect of routine steam autoclaving on orthodontic pliers  
Eur. J. Orthod., 1993, 15, 281-290
41. Laboratoire Stéridine  
Ampholysine Plus®, Détergent prédésinfectant  
2001, 51p.
42. LACOMBE P., BAROUX B., BERANGER G.  
Les aciers inoxydables  
Les Editions de Physique, 1990, 1016p.
43. LANDOLDT D.  
Corrosion et Chimie de surface des Métaux  
Ed. Presses Polytechniques et Universitaires Romandes, 2003, 552p.
44. LEJOYEUX E.  
Hygiène et asepsie en orthodontie  
In : Hygiène, asepsie, ergonomie, un défi permanent  
Ed. CdP, 2002, 118p.
45. LIZLOVS E.A. & BOND A.P.  
Anodic polarization behavior of high purity 13 and 18% Cr stainless steels  
J. of the Electrochemical Society, 1975, 122, 6, 719-722

46. MARCHAL A., RAPIN C., JACQUOT B., STEINMETZ P.  
Etude de la corrosion d'alliages orthodontiques en milieu salivaire, comportement en couplage galvanique  
In : Actualités Odontologiques  
Paris : Romillat, 2002, 461-472
47. MASUNAGA M.I.  
Sterilization in orthodontics. Part 3. Corrosion of instruments.  
J. Clin. Orthod., 1987, 21, 5, 331-332
48. MILLER C.H.  
Cleaning, sterilization and disinfection: basics of microbial killing for infection control  
J. Am. Dent. Assoc., 1993, 124, 48-56
49. Ministère de la Santé, de la Famille et des personnes handicapées.  
Direction Générale de la Santé.  
Guide de bonnes pratiques pour la prévention des infections liées aux soins réalisés en dehors des établissements de santé, 2004 : 140p.
50. Ministère de la Santé et des Solidarités  
Direction Générale de la Santé.  
Guide de prévention des infections liées aux soins en Chirurgie Dentaire et en Stomatologie, 2006 : 72p.
51. Norme ASTM D 1384-87  
Standard test method for corrosion test for engine coolants in glassware  
1988, 15p.
52. MISSIKA P., DROUHET G.  
Hygiène, asepsie, ergonomie, un déficit permanent  
Ed. CdP, 2002, 118p.
53. PAYNE G.S.  
Sterilization and disinfection in the orthodontic office: a practical approach  
Am. J. Orthod., 1996, 90, 3, 250-252
54. POURBAIX M.  
Atlas d'Equilibres électrochimiques  
Ed. Gauthier-Villars & Cie Editeur Paris, 1963, 644p.
55. RAHAL B., MISSIKA P.  
Jurisprudence en matière d'hygiène et d'asepsie : Recommandations medico-légales  
J. de Parodontologie et d'Implantologie Orale, 2005, 24, 2, 127-132
56. RAPIN C.  
Etude l'inhibition de la corrosion aqueuse du cuivre  
Thèse, 1994, 144p.

57. REYNAUD I. et coll.  
Etude de la corrosion des aciers de l'instrumentation chirurgicale  
Revue de l'ADPHSO, 1997, 22, 22, 89-106
58. ROCHAIX C.  
Electrochimie: TheRMO@dynamique, Cinétique  
Ed. NATHAN, 1996, 323p.
59. RUSTE J.  
Introduction à la microscopie électronique à balayage et à la microanalyse X  
élémentaire : La microanalyse X par sonde électronique  
CNAM 1997-1998, 62p.
60. SILVIN A.M.  
Tout un bataillon de produits pour combattre les germes et bactéries  
Hors-Série Asepsie, 2004, 5, 9-14
61. SMITH A.J., BAGG J., IRONSIDE J.W., WILL R.G., SCULLY C.  
Prions and the oral cavity  
J. Dent. Res., 2003, 82, 10, 769-775
62. SNITEM  
Cycle de vie d'un instrument de chirurgie  
Journée du 29 Janvier 1998 du CETIM
63. STOCK P.C.  
Etude de revêtements métalliques pour la protection des surchauffeurs d'usines  
d'incinération de déchets urbains  
Thèse Physique et Chimie de la matière et des matériaux, 2000, 173p.
64. VENDRELL R.J., HAYDEN C.L., TALOUMIS L.J.  
Effect of steam versus dry-heat sterilization on the wear of orthodontic ligature –  
cutting pliers  
Am. J. Orthod., 2002, 121, 5, 467-471
65. WEBER J.  
Problèmes actuels de protection contre la corrosion  
Matériaux et techniques, novembre-décembre 1982, 342-346
66. WHO  
Infection control guidelines for transmissible spongiform encephalopathies  
Rapport de Genève, 23-26 mars 1999, 38p.
67. WICHELHAUS A. BRAUCHLE G., MERTMANN M., SANDER F.G.  
Korrosionsverhalten kieferorthopädischer Zangen bei Anwendung verschiedener  
Sterilisationsverfahren – Corrosion of Orthodontic Pliers Using Different Sterilization  
Procedures  
J. Orofac. Orthop. 2004, 6, 501-511.

68. ZEITOUN R., HENRY-GABORIAU M.C.

L'asepsie au cours des actes de soins bucco-dentaires, conseils pratiques et responsabilité

Ed. L'entreprise médicale, 1996, 54p.

# CHAPITRE 8 : ANNEXES

1. Suivi de la masse des pinces

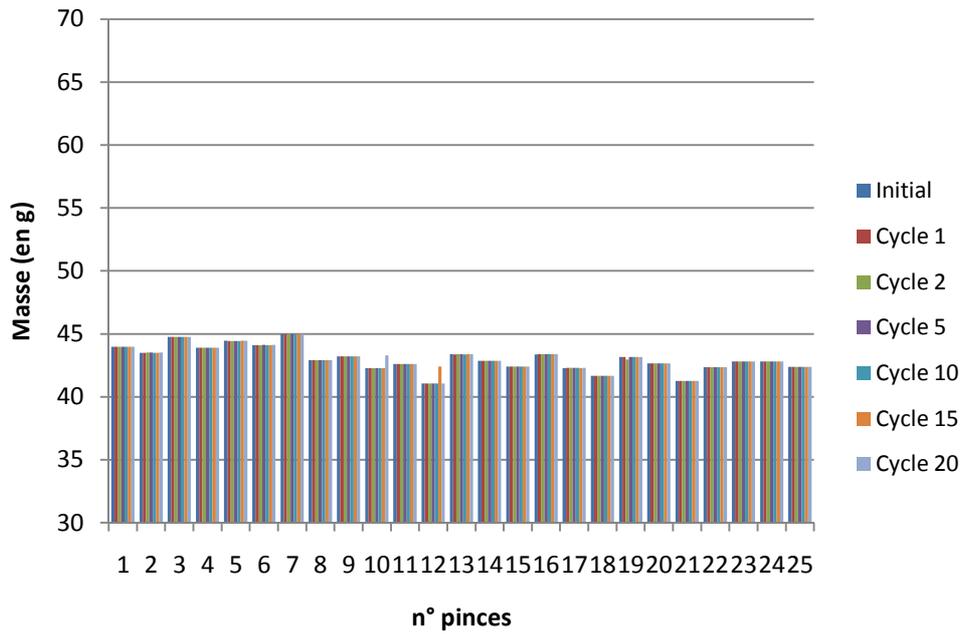


Figure 129 : Evolution de la masse de chaque pince Dentaurum® (en g)

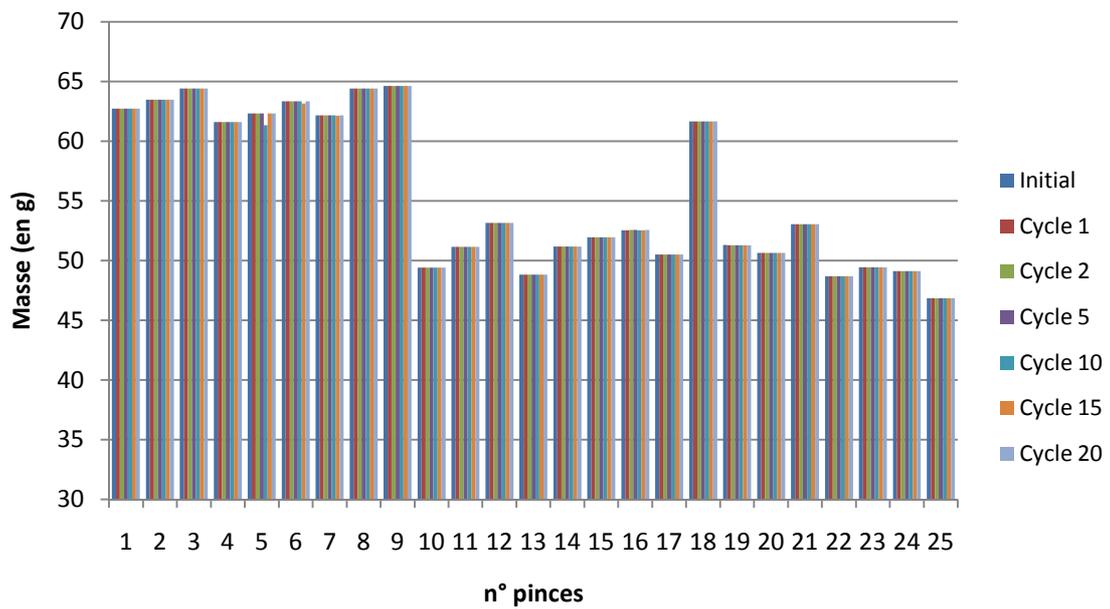


Figure 130 : Evolution de la masse de chaque pince ETM® (en g)

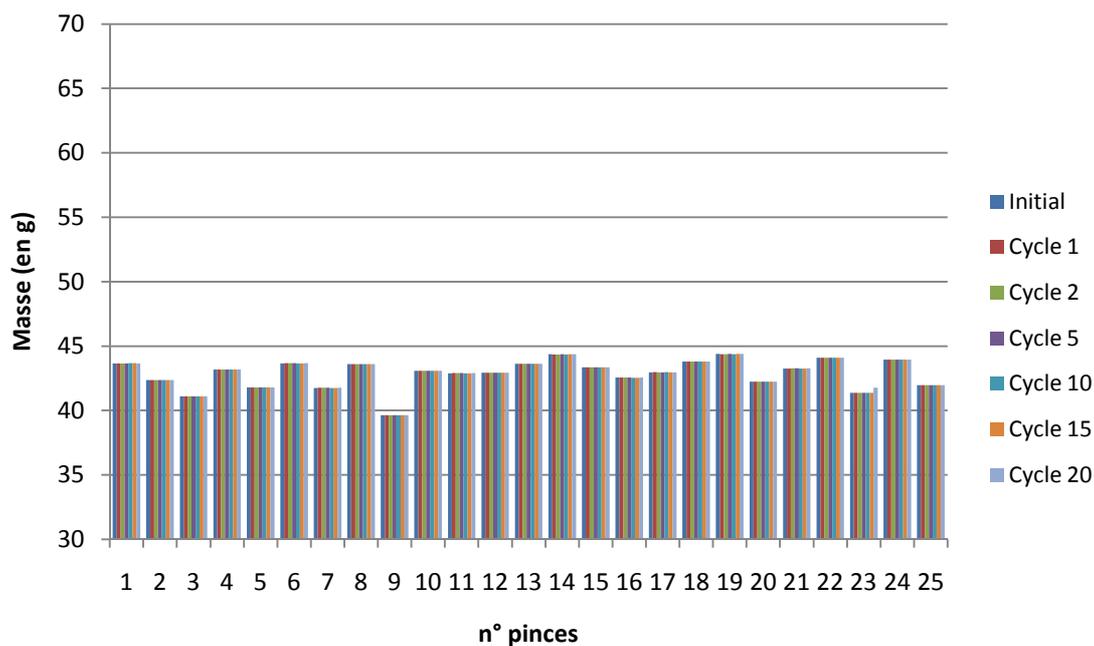


Figure 131 : Evolution de la masse de chaque pince RMO® (en g)

## 2. Etude de la composition des produits de prédésinfection

### 2.1. Ampholysine Plus®

Tableau 20 : Composition d'Ampholysine Plus®

Temps de rétention (min)	Pourcentage par rapport aux autres pics	Composés chimiques
2,363	8,7	propylène glycol
7,68	0,7	décanal
8,523	3,7	chlorodécane
9,043	8,8	décanamine
11,993	1,9	heptadécanamine
14,437	0,9	diméthylhexylamine
16,443	2,8	octanamine
17,973	71,9	N-méthyl,(bis-décyl)amine
24,593	0,6	benzène

## 2.2. Elusept®

**Tableau 21 : Composition d'Elusept®**

Temps de rétention (min)	Pourcentage par rapport aux autres pics	Composés chimiques
4,069	13,7	Polymère d'éthylène glycol
4,896	11,6	Chlorure de benzyle, produit de dégradation d'ammonium quaternaire ?
5,191	0,6	Diméthylbenzèneméthanamine
5,577	3,9	Alcool benzylique
5,928	1,0	Alcool benzylique
7,065	3,0	Ester de phénylméthyl et acide acétique
8,979	0,5	Chlorure de triméthyldécylammonium
11,394	1,9	Dodécanol
11,819	11,8	Chlorure de dodécyltriméthylammonium
11,875	0,6	Chlorure de dodécyltriméthylammonium
12,711	0,4	Diéthylène glycole monododécyl éther
13,723	0,7	Chlorododécane
14,079	6,3	Diméthyltétradécylamine
14,174	0,7	Dodécyloxyéthanol
14,896	1,2	Dodécyloxyéthanol
15,642	0,4	Chlorohexadécane
15,857	3,0	Diméthylhexadécylamine
16,569	0,7	Diéthylène glycole monododécyl éther
17,12	0,7	Octaéthylène glycole monododécyl éther
17,486	11,7	Bisphénylméthyl diméthyléthanediamine
18,458	0,5	Bisphénylméthyl diméthyléthanediamine
18,783	3,4	Méthylbenzyltétradécylamine
20,071	1,5	Méthylbenzyltétradécylamine
20,171	1,3	Méthylbenzyltétradécylamine
20,697	3,1	Hexaéthylène glycole monododécyl éther
21,794	3,6	Méthylbenzyltétradécylamine
22,581	2,0	Heptaéthylène glycole monododécyl éther
23,447	4,5	Heptaéthylène glycole monododécyl éther
26,904	5,6	Octaéthylène glycole monododécyl éther

### 2.3. Dy Septi®

**Tableau 22 : Composition de Dy Septi®**

Temps de rétention (min)	Pourcentage par rapport aux autres pics	Composés chimiques
2,177	15,3	identification aberrante
4,171	0,3	tétradécène
4,295	0,4	diéthylodécane
4,647	4,4	chlorure de benzyle
7,277	6,6	nonylcyclopropane
8,104	1,5	isothiocyanatocyclohexane
10,326	1,8	tétradécène
10,718	3,3	pentadécanal
11,859	44,4	diméthylodécaneamine
13,505	1,6	tridécène
14,389	15,3	diméthyletridécaneamine
18,077	5,0	benzylméthylaminopropanol ou bisphénylméthyl diméthyléthanediamine

### 2.4. Prédolyse®

**Tableau 23 : Composition de Prédolyse®**

Temps de rétention (min)	Pourcentage par rapport aux autres pics	Composés chimiques
2,183	10,6	acide propanoïque
2,377	11,5	propylène glycol
3,49	0,7	méthyléthylméthylène cyclohexane
4,097	0,7	phellandrène
4,747	0,4	menthatriène

5,48	0,7	triméthylcyclohexaneméthanol
8,087	2,5	isothiocyanatocyclohexane
8,487	1,8	chlorononane
11,913	7,9 et 11,72	diméthylhexylamine et triméthyl-dihydroquinoline
14,423	3,3	diméthylpropanediamine
16,467	3,7	carbonitrilediaminoquinoline
18	55,4	méthylamine
19,42	0,8	bromure de didodécyl-diméthylammonium

## 2.5. Dentasept Ultra®

**Tableau 24 : Composition de Dentasept Ultra®**

Temps de rétention (min)	Pourcentage par rapport aux autres pics	Composés chimiques
3,207	1,2	Glutaraldéhyde
3,363	2,3	Méthylformate
4,665	83,8	Glutaraldéhyde
12,611	1,0	isomères, formes oxydées, polymères de glutaraldéhyde
13,503	1,8	
13,713	1,6	
13,944	1,0	
14,33	2,9	
14,46	3,0	
14,655	1,5	

### 3. Etude électrochimique de chaque élément des pinces

#### 3.1. Etude sur 12 heures

##### 3.1.1. Suivi du potentiel de corrosion en fonction du temps

- Classement en fonction des produits : Ce classement permet de mettre en évidence l'effet de chaque produit en fonction des différentes parties des pinces.

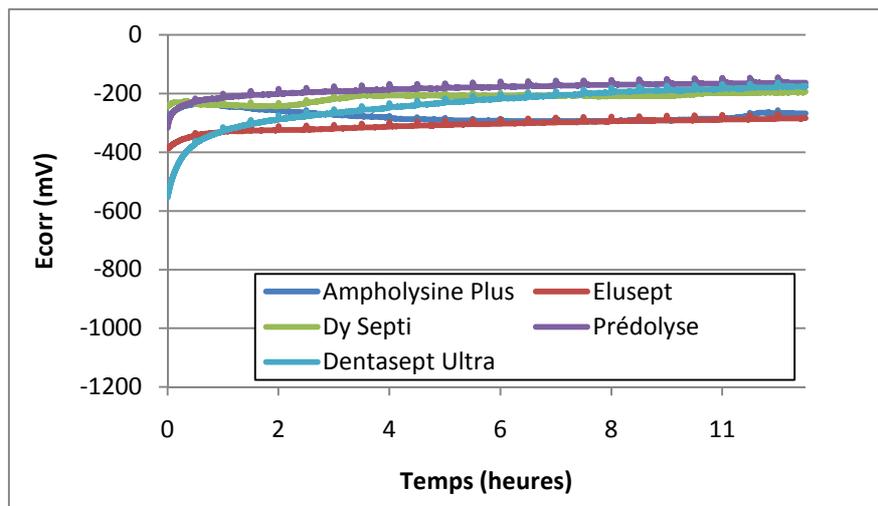


Figure 132 : Suivi du potentiel de corrosion en fonction du temps pour la plaquette Dentaurem®

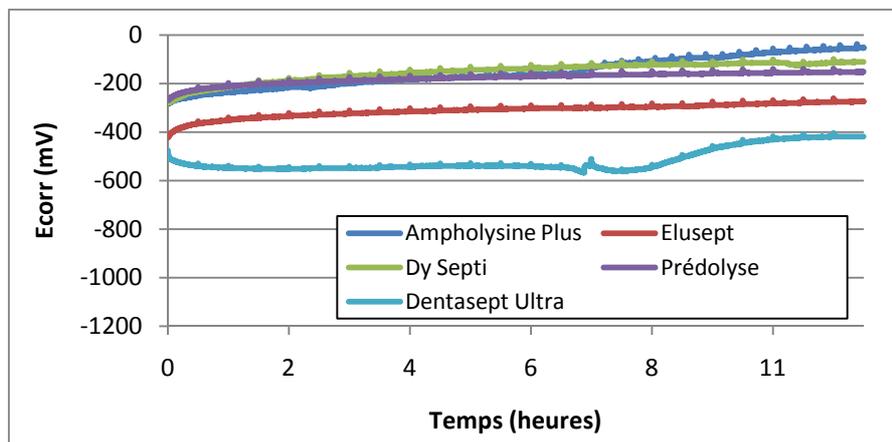


Figure 133 : Suivi du potentiel de corrosion en fonction du temps pour le manche Dentaurem®

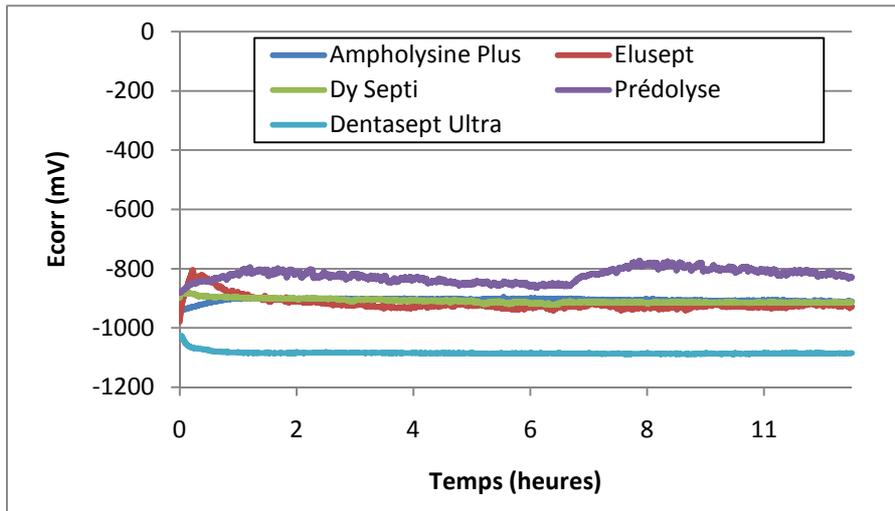


Figure 134 : Suivi du potentiel de corrosion en fonction du temps pour la soudure Dentaurum® et RMO®

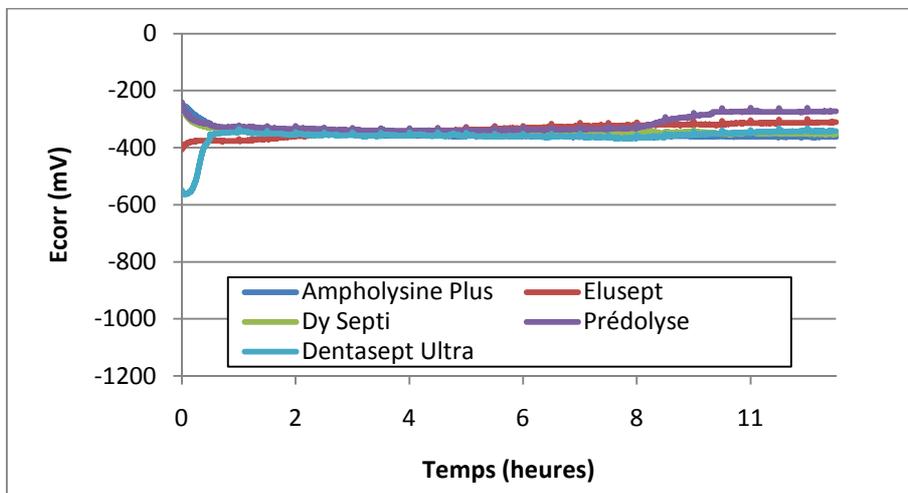


Figure 135 : Suivi du potentiel de corrosion en fonction du temps pour la plaquelette ETM®

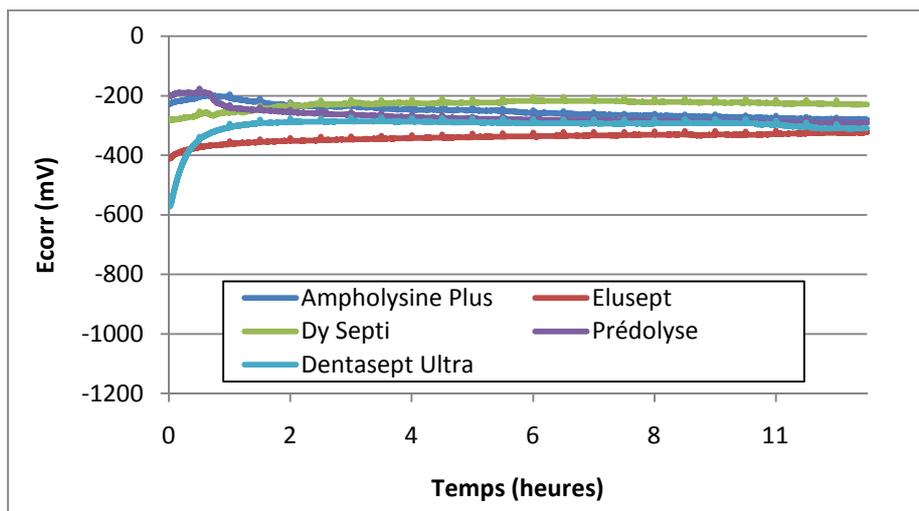


Figure 136 : Suivi du potentiel de corrosion en fonction du temps pour le manche ETM®

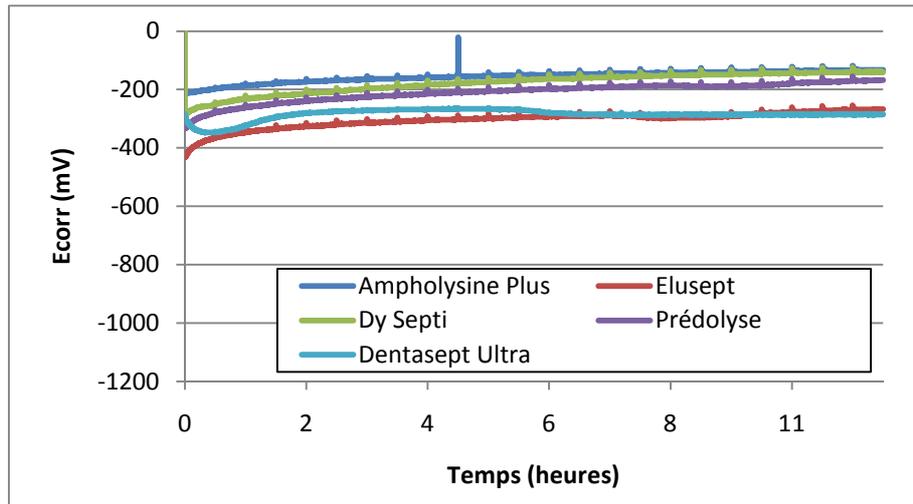


Figure 137 : Suivi du potentiel de corrosion en fonction du temps pour la soudure ETM®

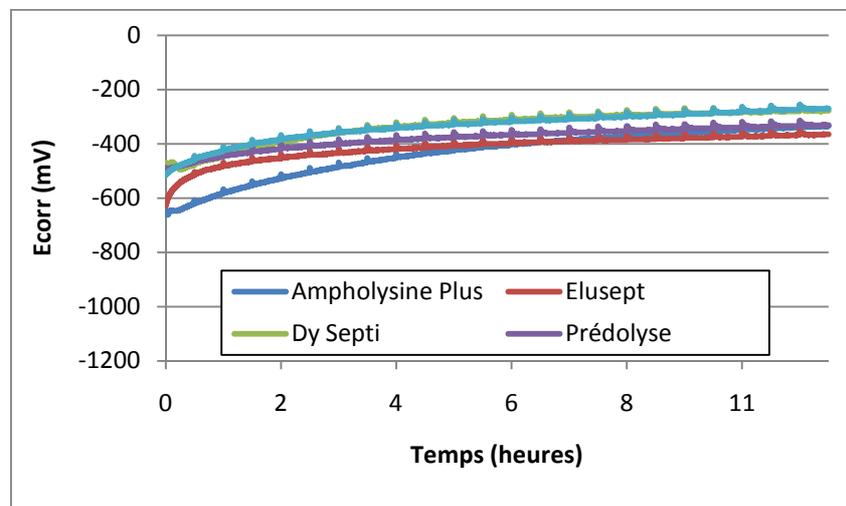


Figure 138 : Suivi du potentiel de corrosion en fonction du temps pour le chrome ETM®

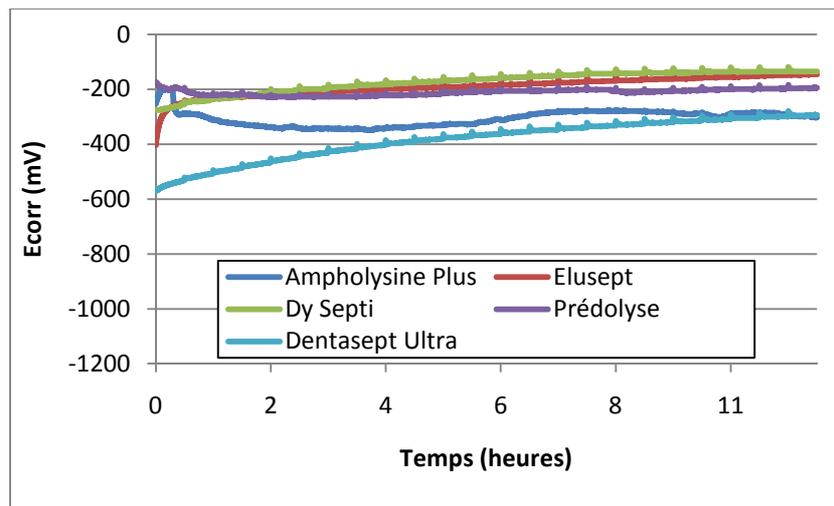


Figure 139 : Suivi du potentiel de corrosion en fonction du temps pour la plaque RMO®

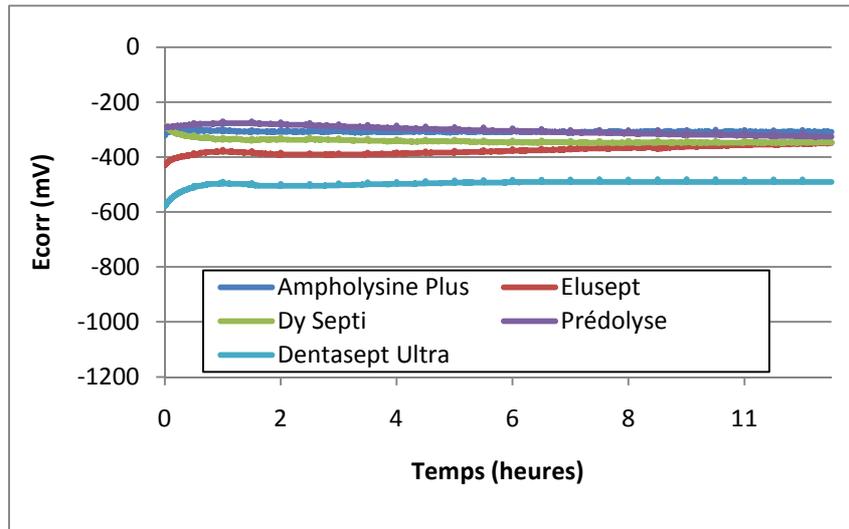


Figure 140 : Suivi du potentiel de corrosion en fonction du temps pour le manche RMO®

- Classement en fonction des marques de pinces : Ce classement permet de mettre en évidence le comportement de chaque partie des pinces en fonction des différents produits de prédésinfection.

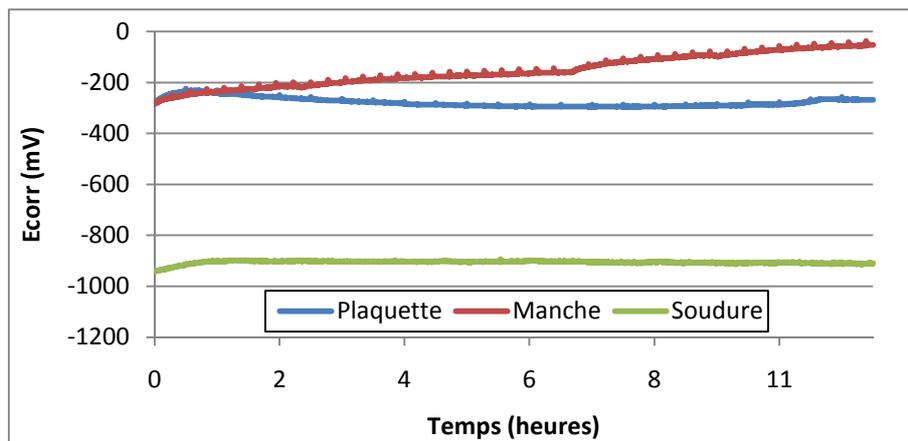


Figure 141 : Suivi du potentiel de corrosion en fonction du temps pour la pince Dentaurum® dans Ampholysine Plus®

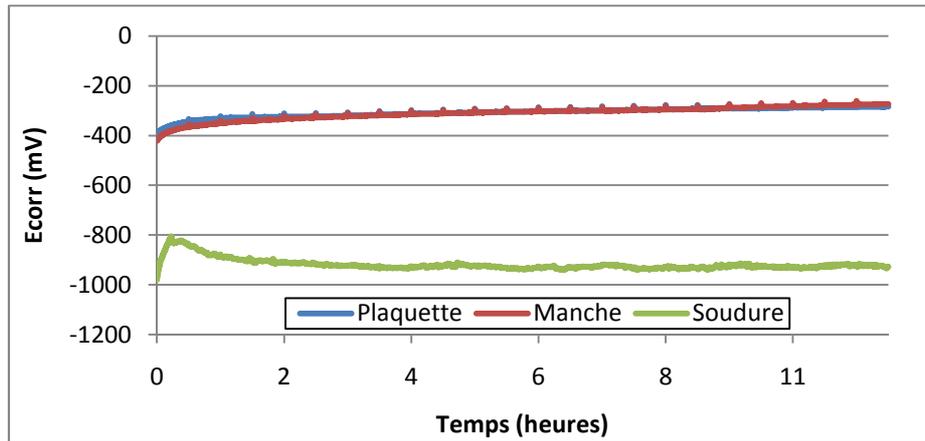


Figure 142 : Suivi du potentiel de corrosion en fonction du temps pour la pince Dentaurum® dans Elusept®

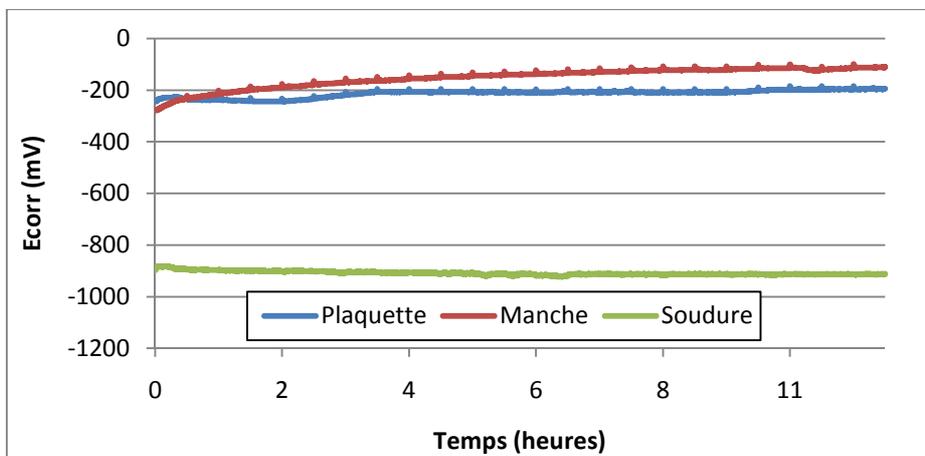


Figure 143 : Suivi du potentiel de corrosion en fonction du temps pour la pince Dentaurum® dans Dy Septi®

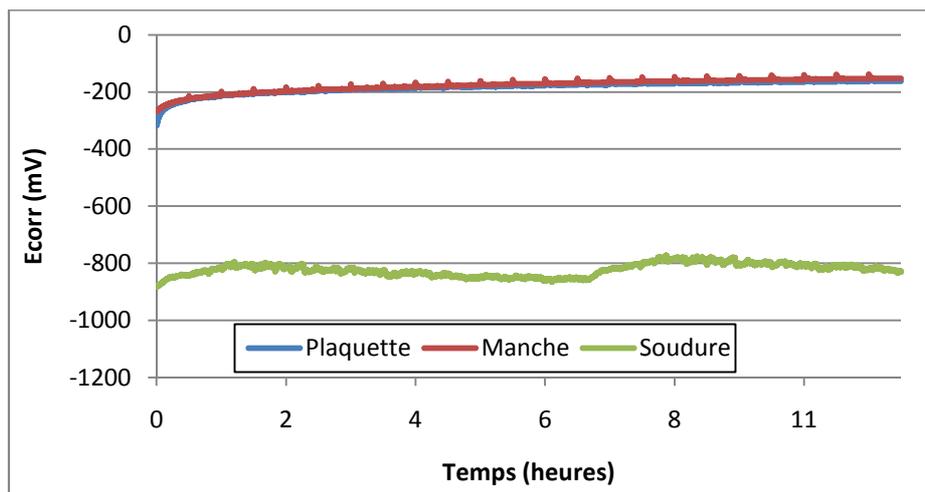


Figure 144 : Suivi du potentiel de corrosion en fonction du temps pour la pince Dentaurum® dans Prédolyse®

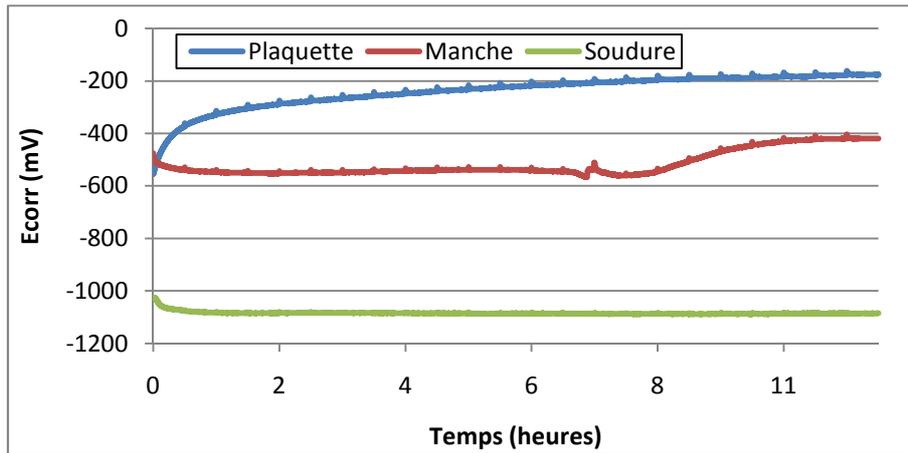


Figure 145 : Suivi du potentiel de corrosion en fonction du temps pour la pince Dentaurum® dans Dentasept Ultra®

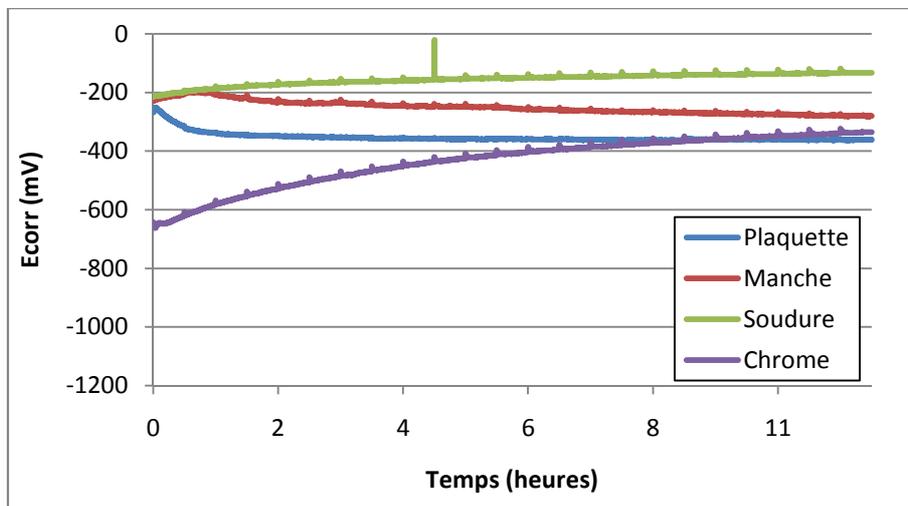


Figure 146 : Suivi du potentiel de corrosion en fonction du temps pour la pince ETM® dans Ampholysine Plus®

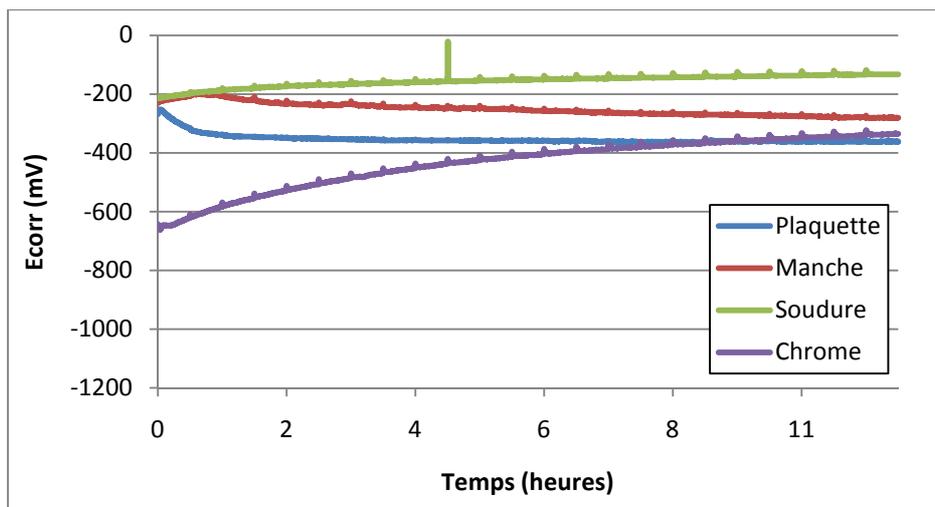


Figure 147 : Suivi du potentiel de corrosion en fonction du temps pour la pince ETM® dans Elusept®

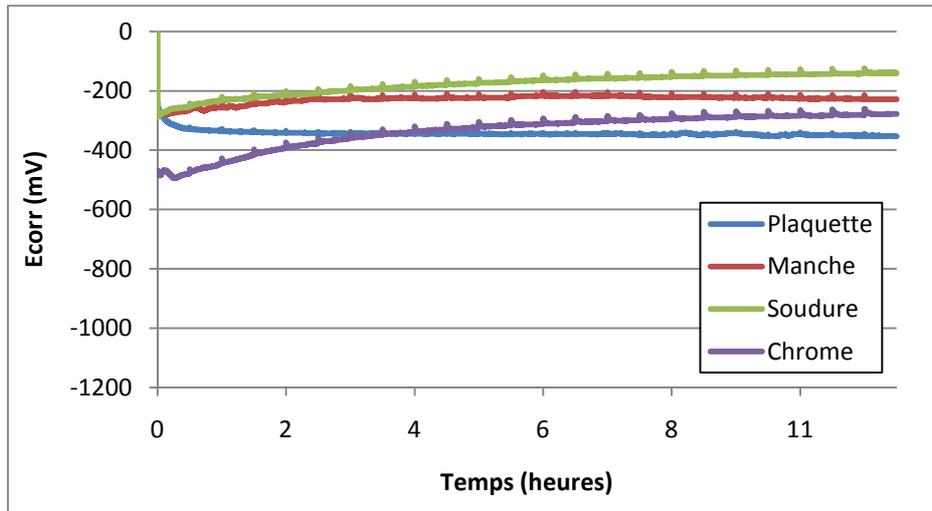


Figure 148 : Suivi du potentiel de corrosion en fonction du temps pour la pince ETM® dans Dy Septi®

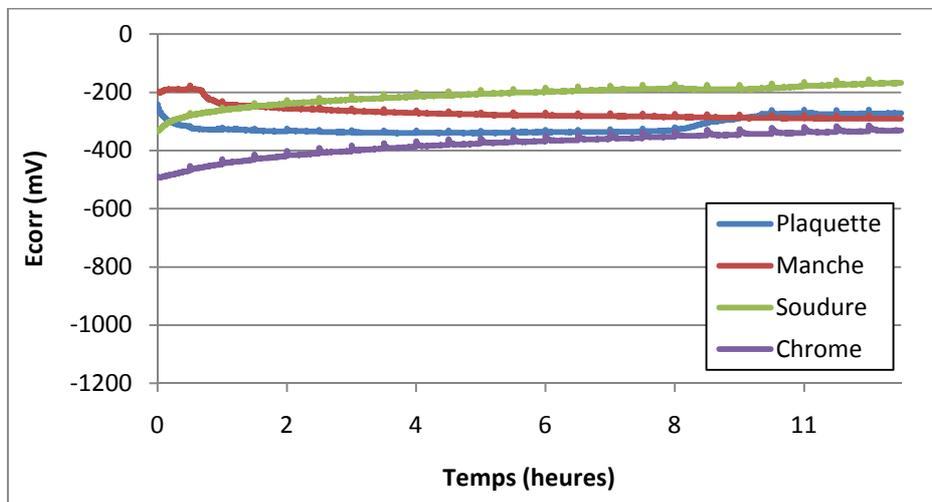


Figure 149 : Suivi du potentiel de corrosion en fonction du temps pour la pince ETM® dans Prédolyse®

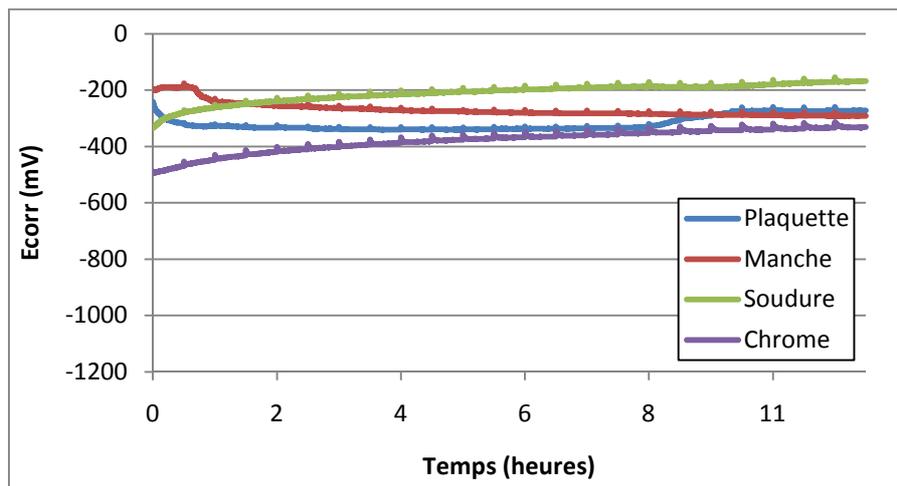


Figure 150 : Suivi du potentiel de corrosion en fonction du temps pour la pince ETM® dans Dentasept Ultra®

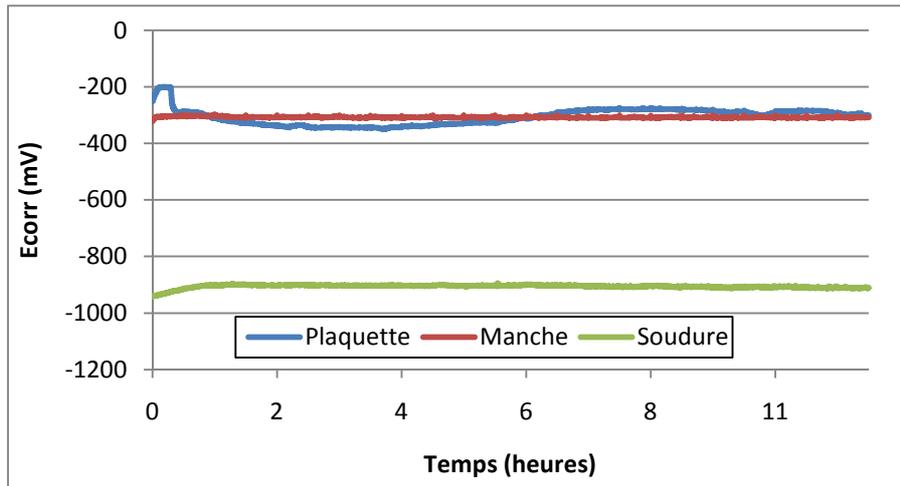


Figure 151 : Suivi du potentiel de corrosion en fonction du temps pour la pince RMO® dans Ampholysine Plus®

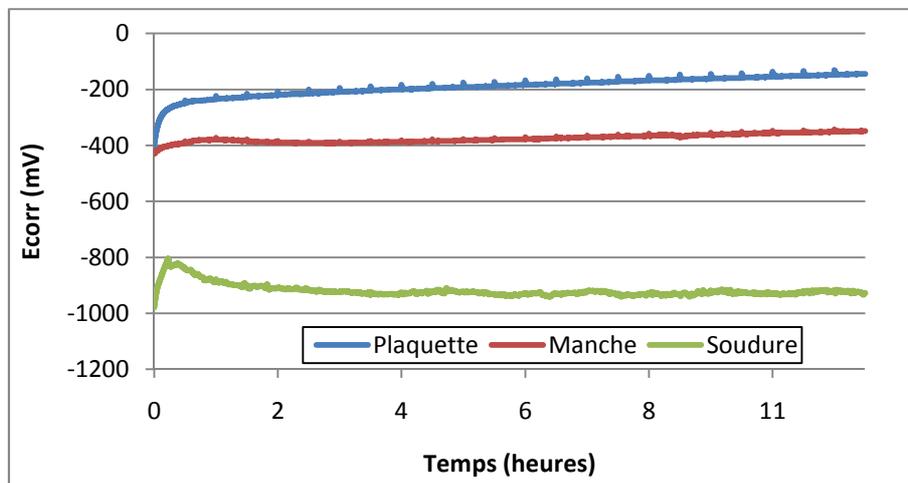


Figure 152 : Suivi du potentiel de corrosion en fonction du temps pour la pince RMO® dans Elusept®

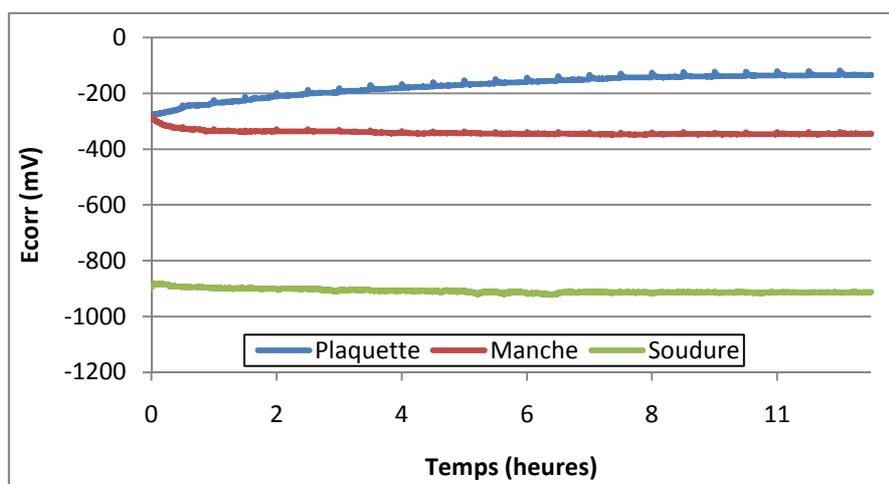


Figure 153 : Suivi du potentiel de corrosion en fonction du temps pour la pince RMO® dans Dy Septi®

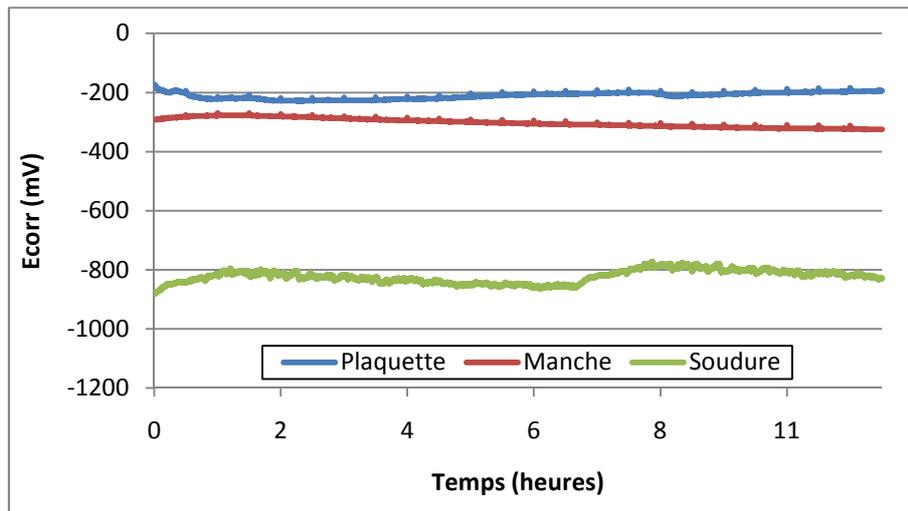


Figure 154 : Suivi du potentiel de corrosion en fonction du temps pour la pince RMO® dans Prédolyse®

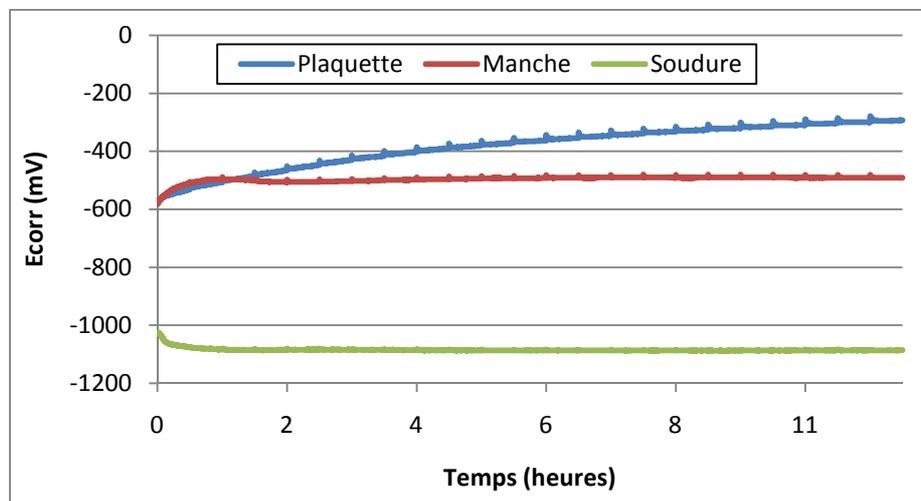


Figure 155 : Suivi du potentiel de corrosion en fonction du temps pour la pince RMO® dans Dentasept Ultra®

### 3.1.2. Suivi de la résistance de polarisation en fonction du temps

- Classement en fonction des marques de pinces : Ce classement permet de mettre en évidence le comportement de chaque partie des pinces en fonction des différents produits de prédésinfection.

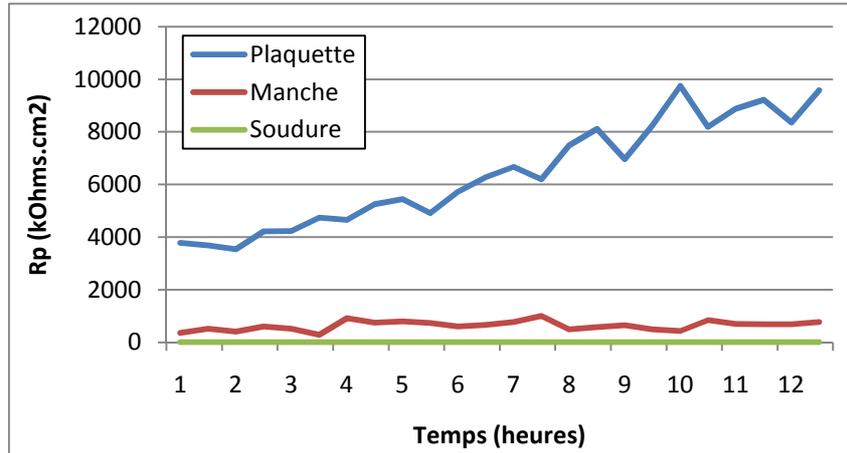


Figure 156 : Suivi de la résistance de polarisation en fonction du temps pour les pinces Dentaurem® dans Ampholysine Plus®

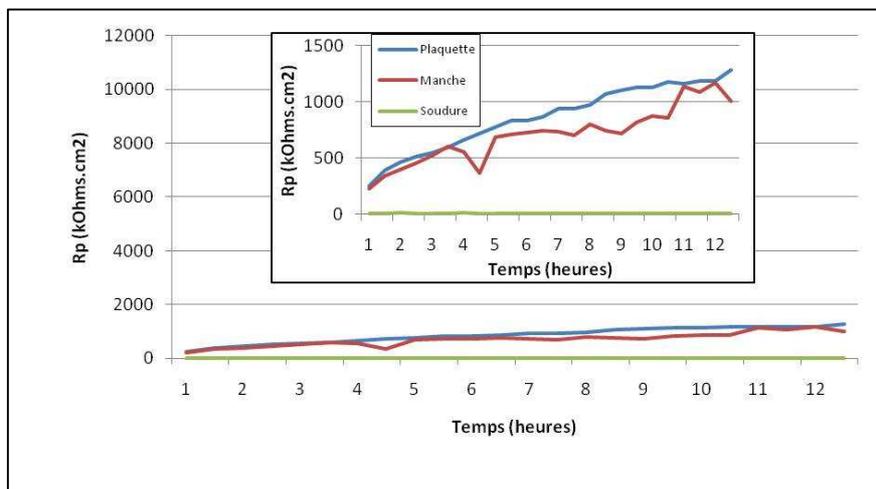


Figure 157 : Suivi de la résistance de polarisation en fonction du temps pour les pinces Dentaurem® dans Elusept®

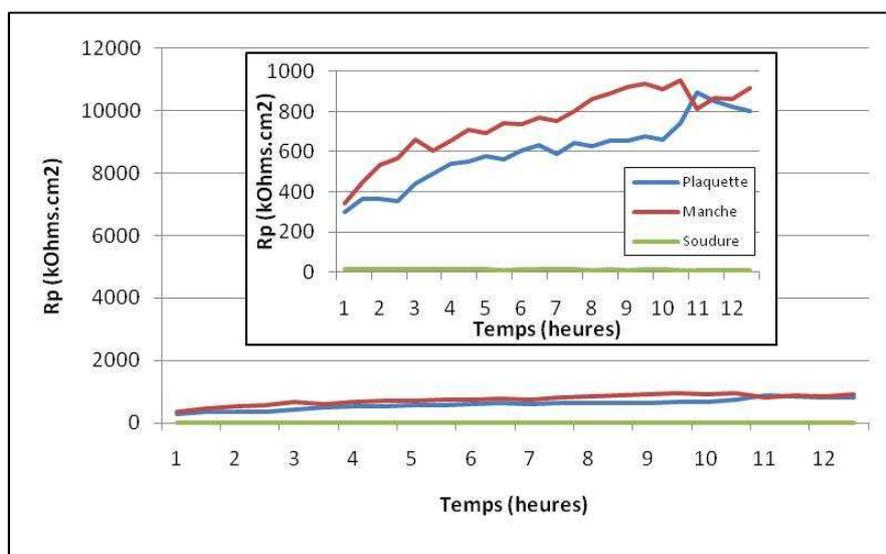
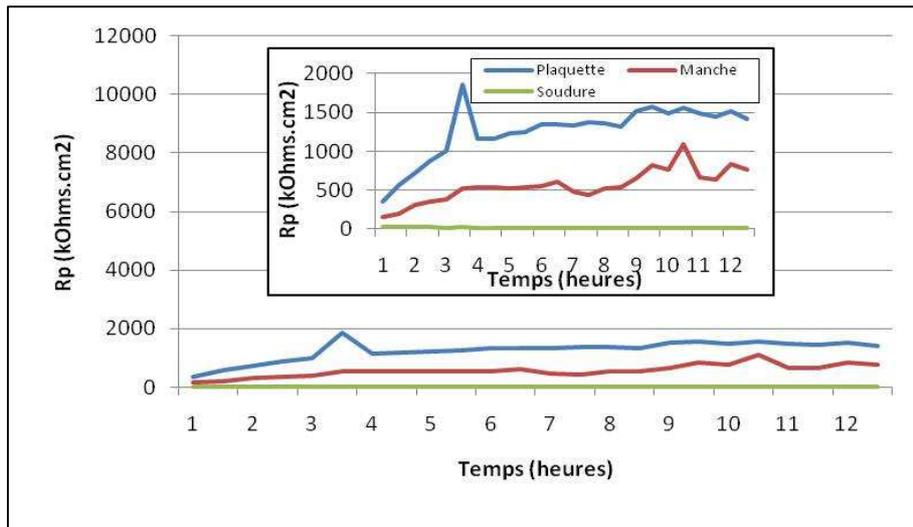
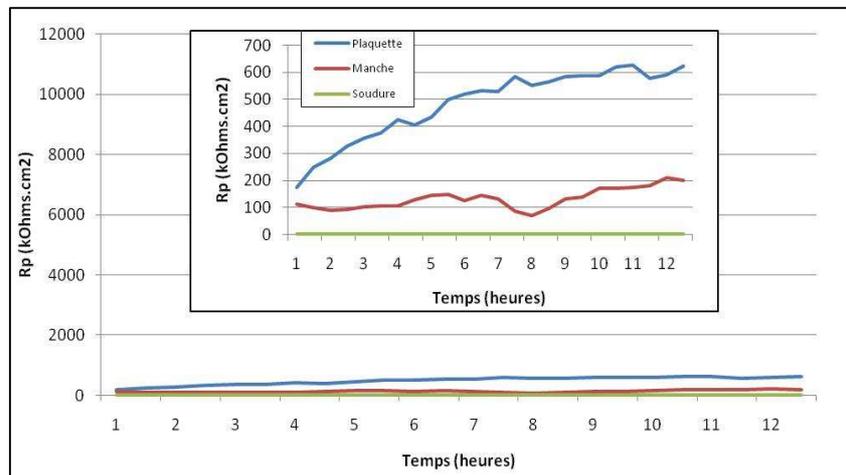


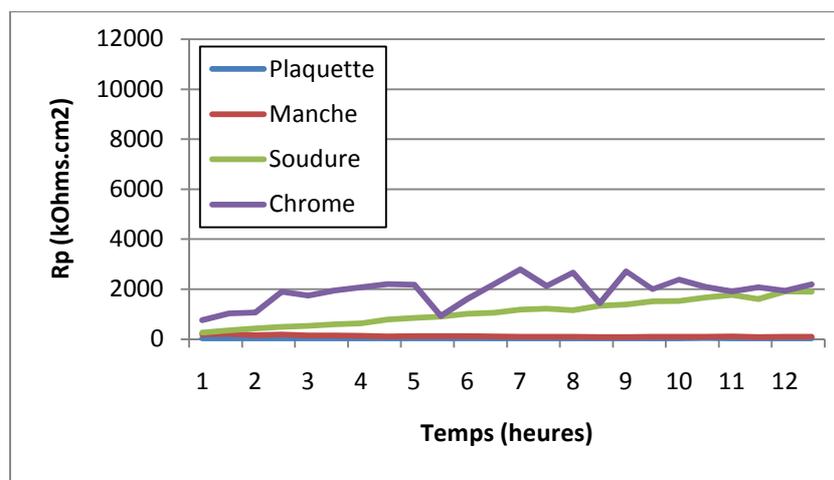
Figure 158 : Suivi de la résistance de polarisation en fonction du temps pour les pinces Dentaurem® dans Dy Septi®



**Figure 159 : Suivi de la résistance de polarisation en fonction du temps pour les pinces Dentaurum® dans Prédolyse®**



**Figure 160 : Suivi de la résistance de polarisation en fonction du temps pour les pinces Dentaurum® dans Dentasept Ultra®**



**Figure 161 : Suivi de la résistance de polarisation en fonction du temps pour les pinces ETM® dans Ampholysine Plus®**

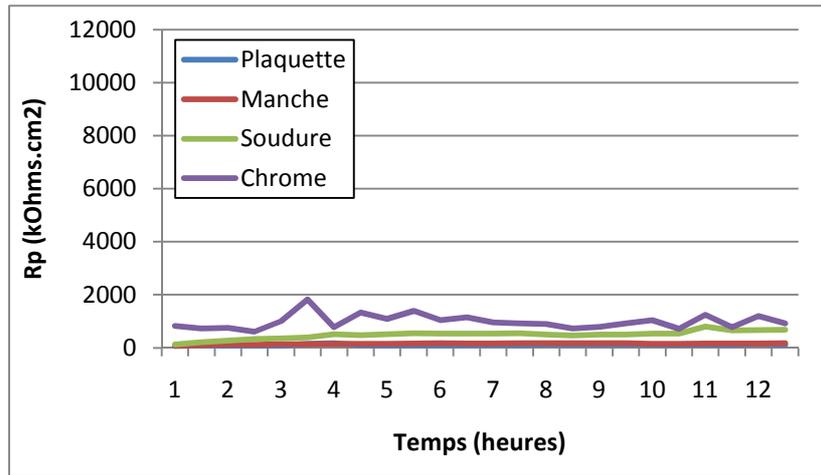


Figure 162 : Suivi de la résistance de polarisation en fonction du temps pour les pinces ETM® dans Elusept®

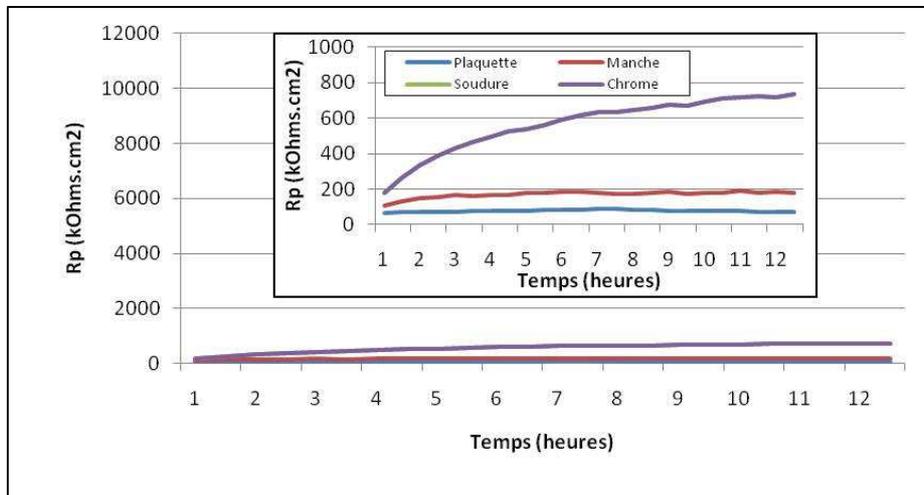


Figure 163 : Suivi de la résistance de polarisation en fonction du temps pour les pinces ETM® dans Dy Septi®

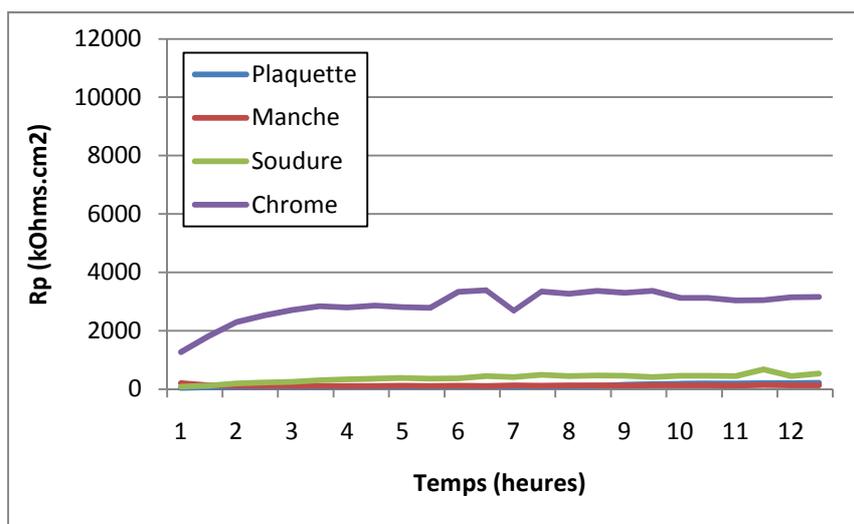


Figure 164 : Suivi de la résistance de polarisation en fonction du temps pour les pinces ETM® dans Prédolyse®

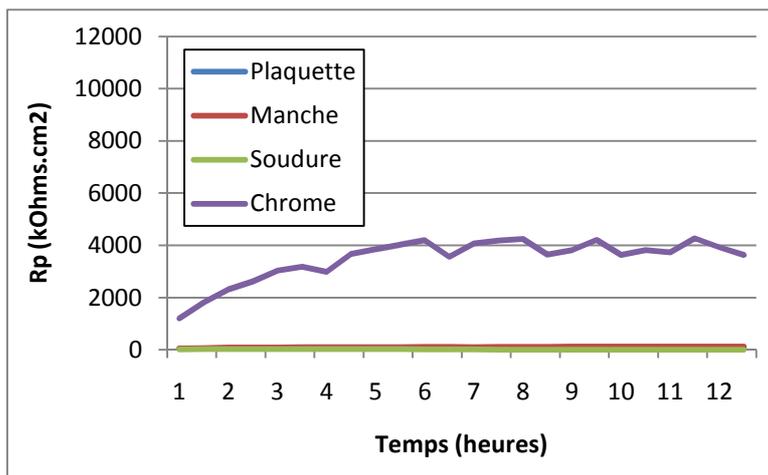


Figure 165 : Suivi de la résistance de polarisation en fonction du temps pour les pinces ETM® dans Dentasept Ultra®

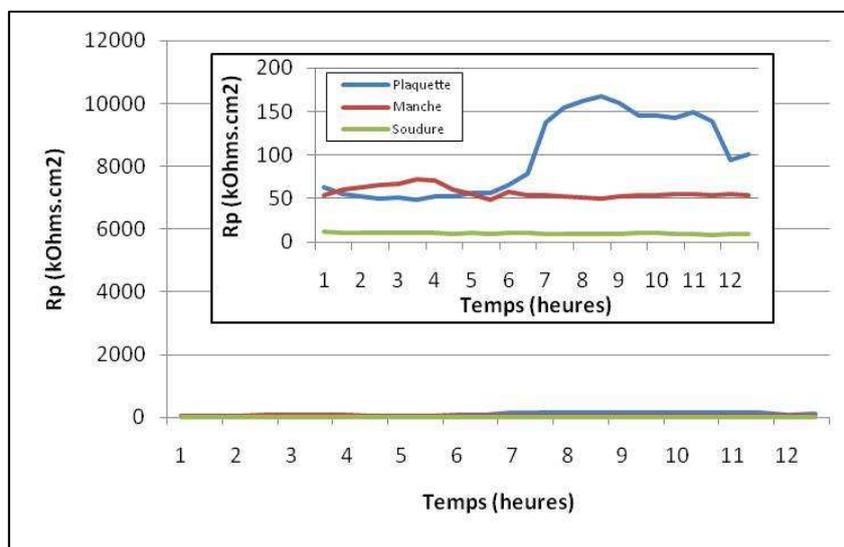


Figure 166 : Suivi de la résistance de polarisation en fonction du temps pour les pinces RMO® dans Amphotysine Plus®

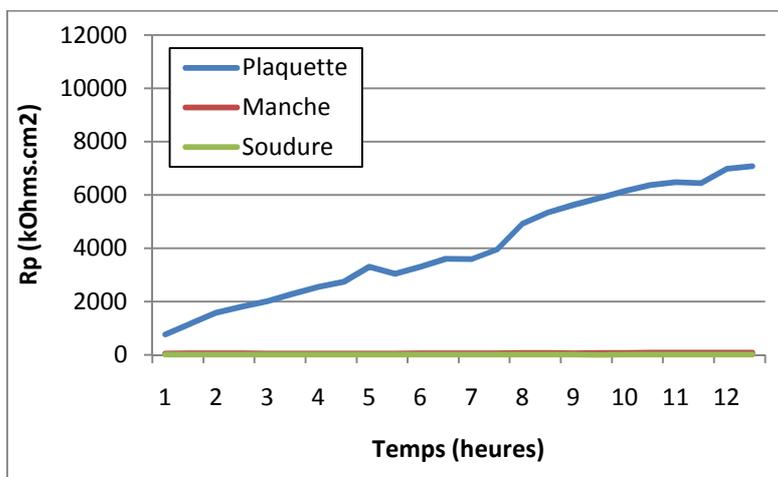


Figure 167 : Suivi de la résistance de polarisation en fonction du temps pour les pinces RMO® dans Elusept®

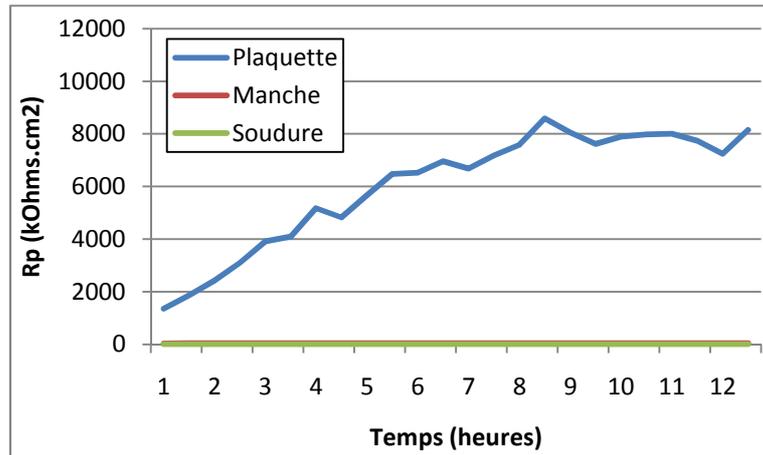


Figure 168 : Suivi de la résistance de polarisation en fonction du temps pour les pinces RMO® dans Dy Septi®

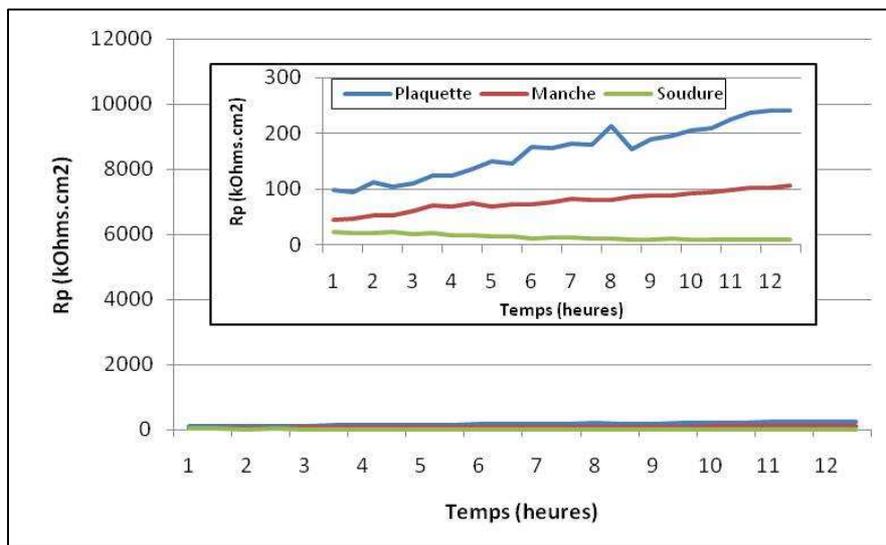


Figure 169 : Suivi de la résistance de polarisation en fonction du temps pour les pinces RMO® dans Prédolyse®

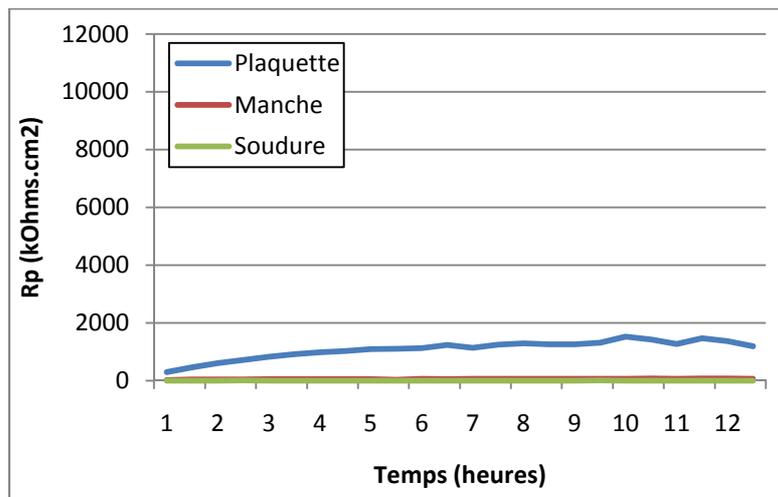


Figure 170 : Suivi de la résistance de polarisation en fonction du temps pour les pinces RMO® dans Dentasept Ultra®

- Classement en fonction des produits : Ce classement permet de mettre en évidence l'effet de chaque produit en fonction des différentes parties des pinces.

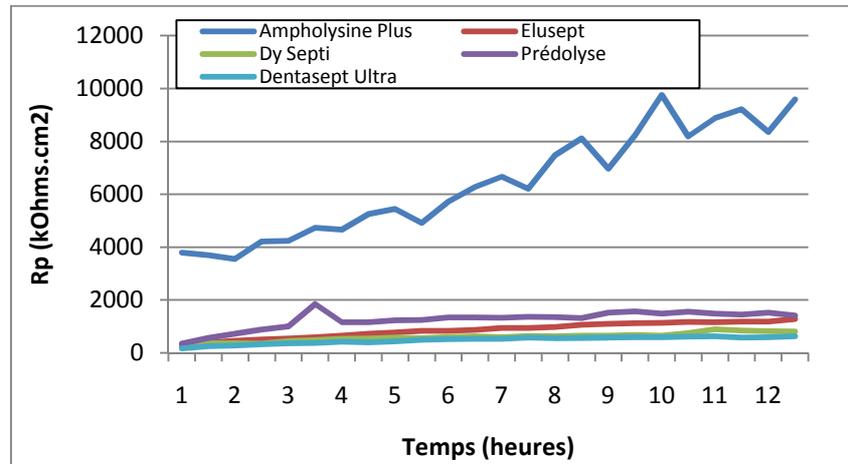


Figure 171 : Suivi de la résistance de polarisation en fonction du temps pour la plaquette Dentaaurum® dans les différents produits de prédésinfection

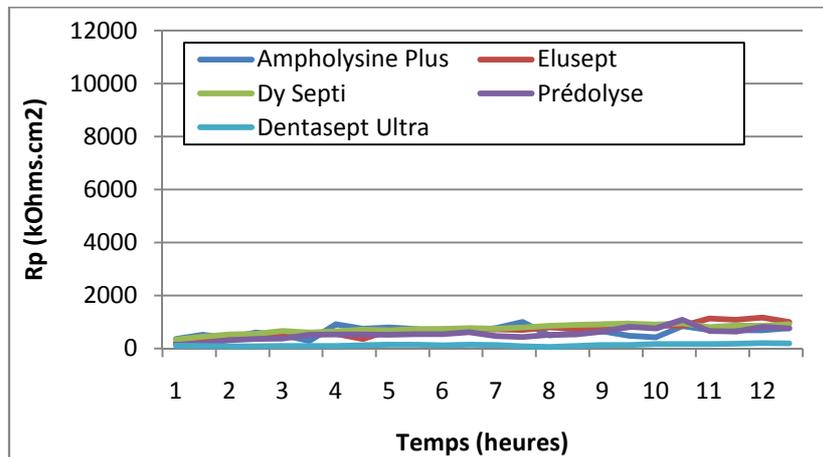


Figure 172 : Suivi de la résistance de polarisation en fonction du temps pour le manche Dentaaurum® dans les différents produits de prédésinfection

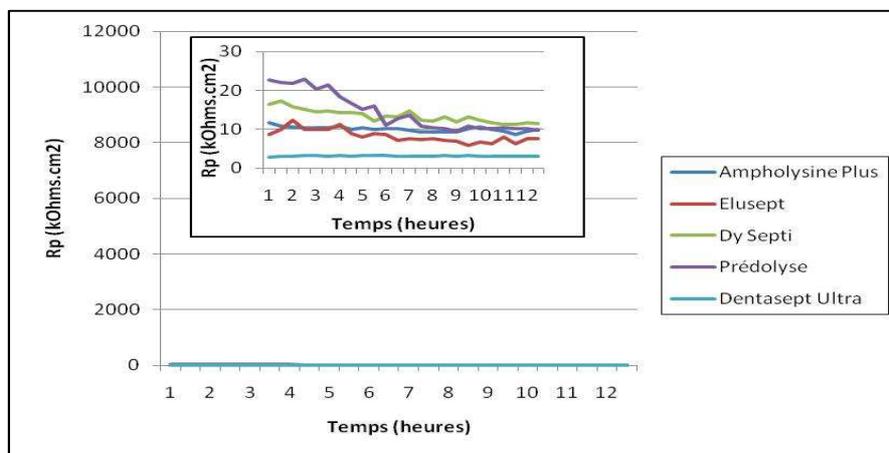


Figure 173 : Suivi de la résistance de polarisation en fonction du temps pour la brasure Dentaaurum® et RMO® dans les différents produits de prédésinfection

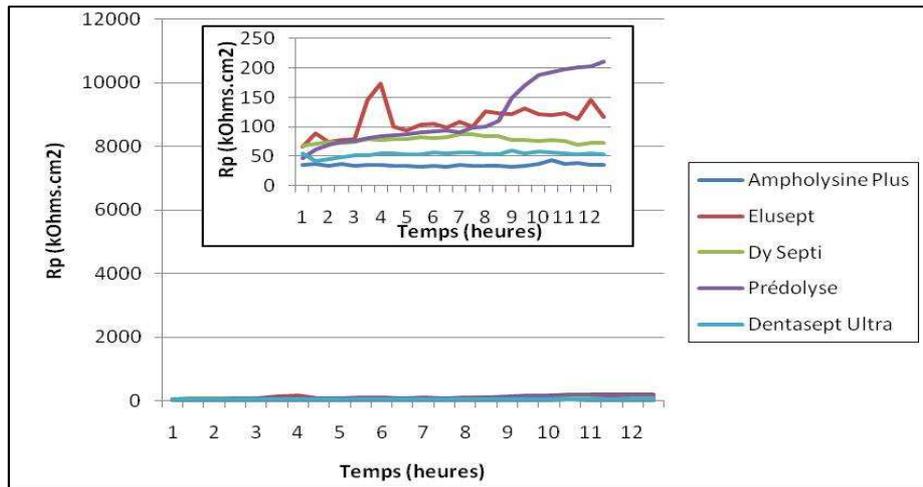


Figure 174 : Suivi de la résistance de polarisation en fonction du temps pour la plaque ETM® dans les différents produits de prédésinfection

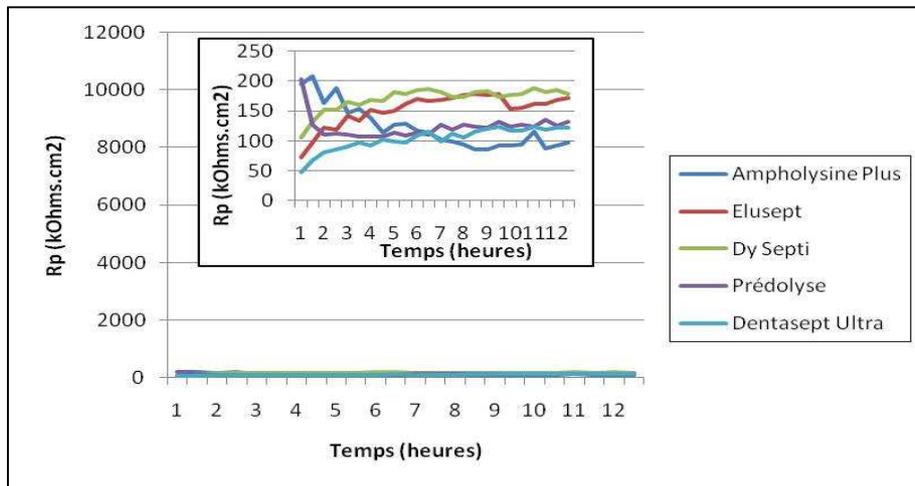


Figure 175 : Suivi de la résistance de polarisation pour le manche ETM® en fonction des différents produits de prédésinfection

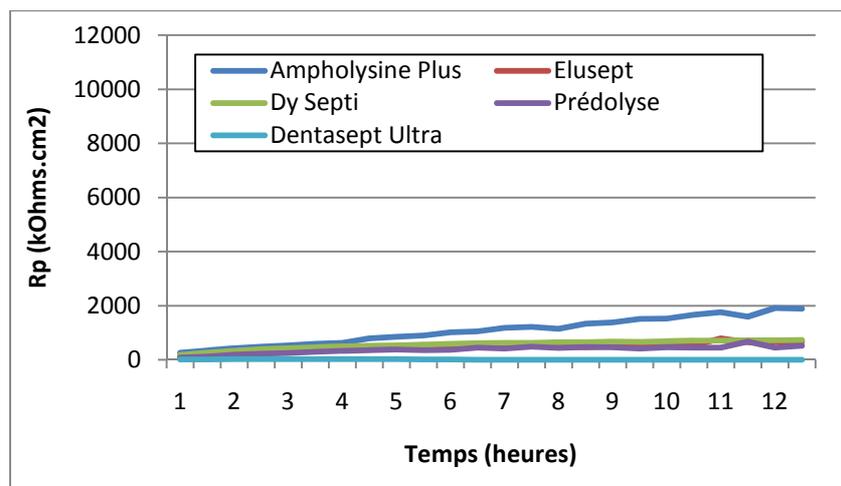


Figure 176 : Suivi de la résistance de polarisation pour la soudure ETM® dans les différents produits de prédésinfection

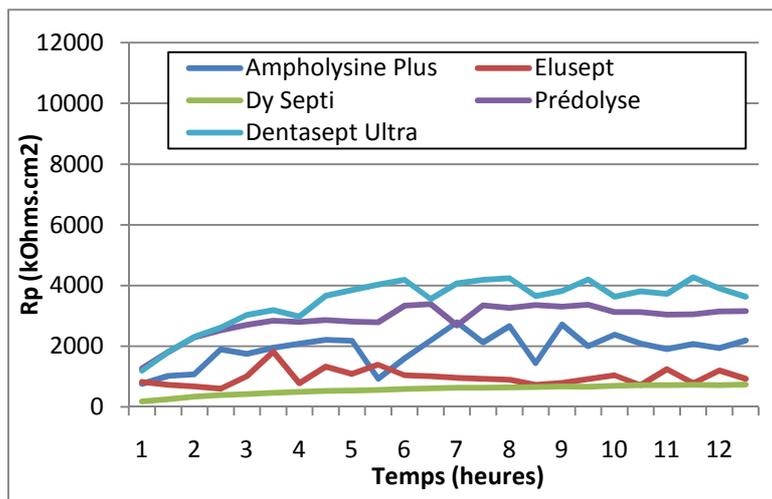


Figure 177 : Suivi de la résistance de polarisation de la couche de chrome périphérique ETM® dans les différents produits de prédésinfection

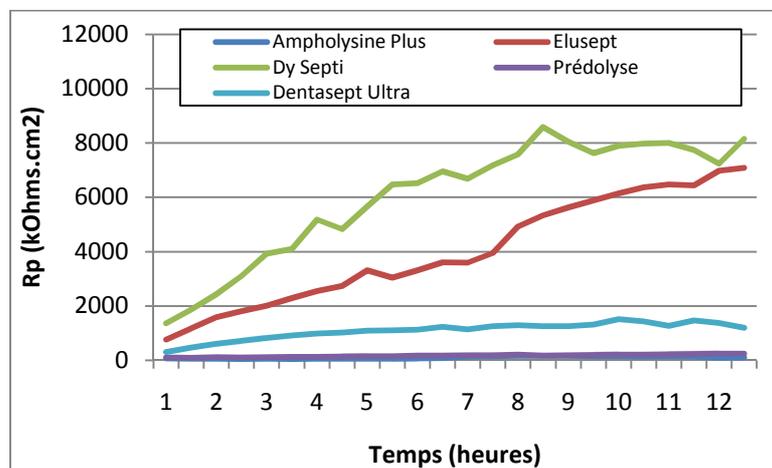


Figure 178 : Suivi de la résistance de polarisation de la plaquette RMO® dans les différents produits de prédésinfection

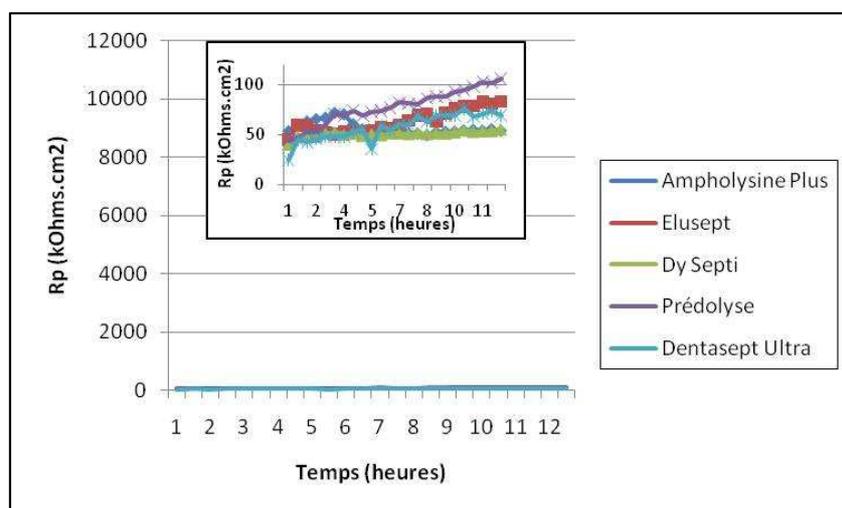


Figure 179 : Suivi de la résistance de polarisation pour le manche RMO dans les différents produits de prédésinfection

### 3.1.3. Suivi de l'intensité en fonction du potentiel

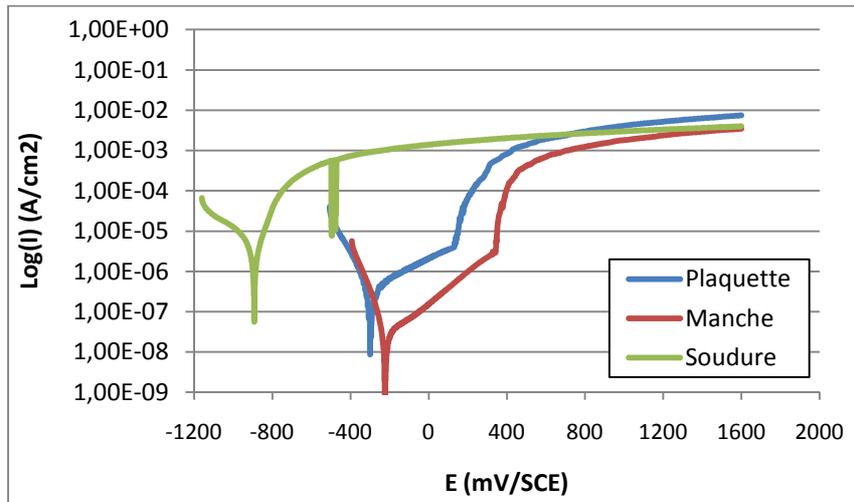


Figure 180 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour les pinces Dentaurum® dans Ampholysine Plus®

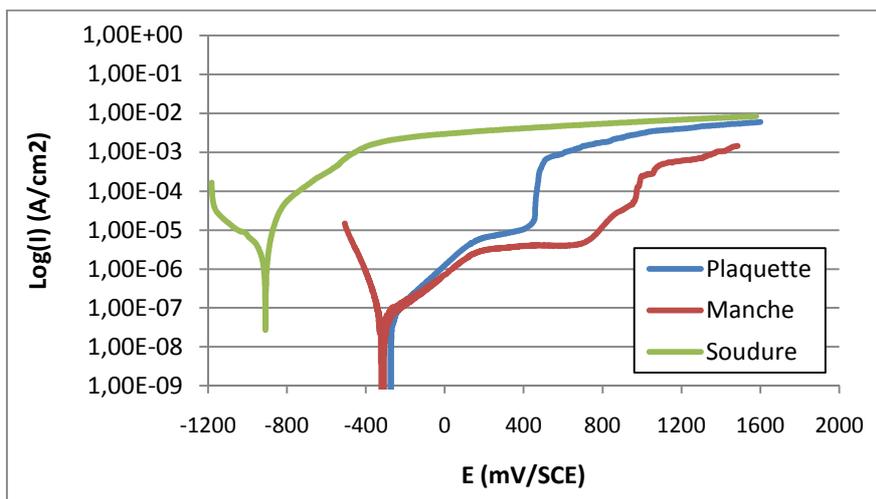


Figure 181 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour les pinces Dentaurum® dans Elusept®

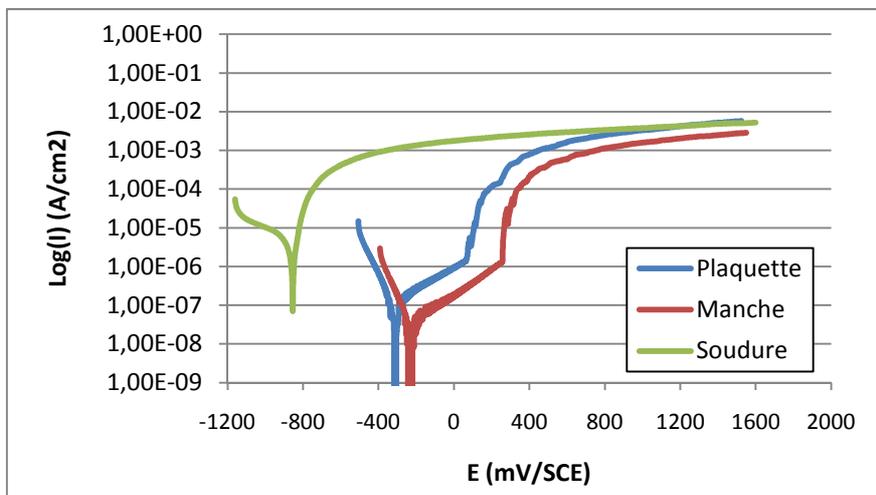


Figure 182 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour les pinces Dentaurum® dans Dy Septi®

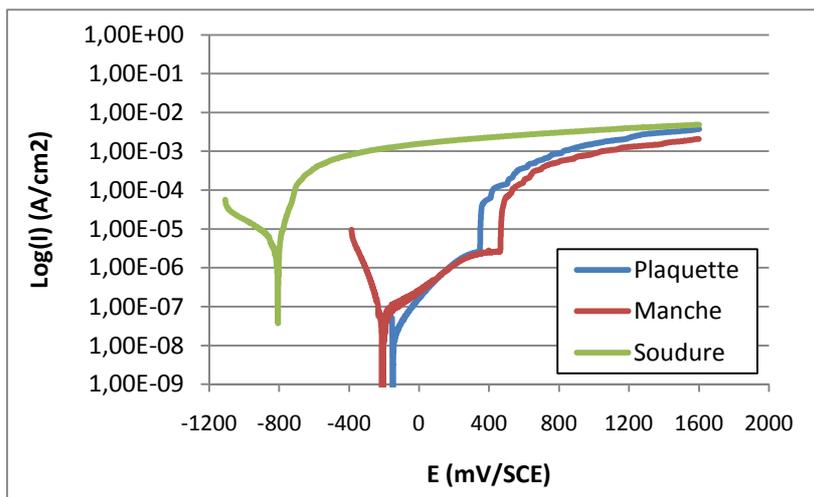


Figure 183 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour les pinces Dentaurum® dans Prédolyse®

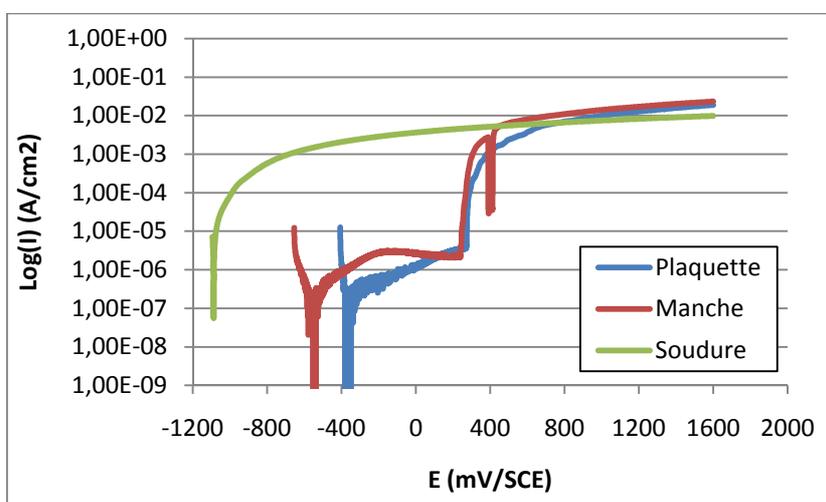


Figure 184 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour les pinces Dentaurum® dans Dentasept Ultra®

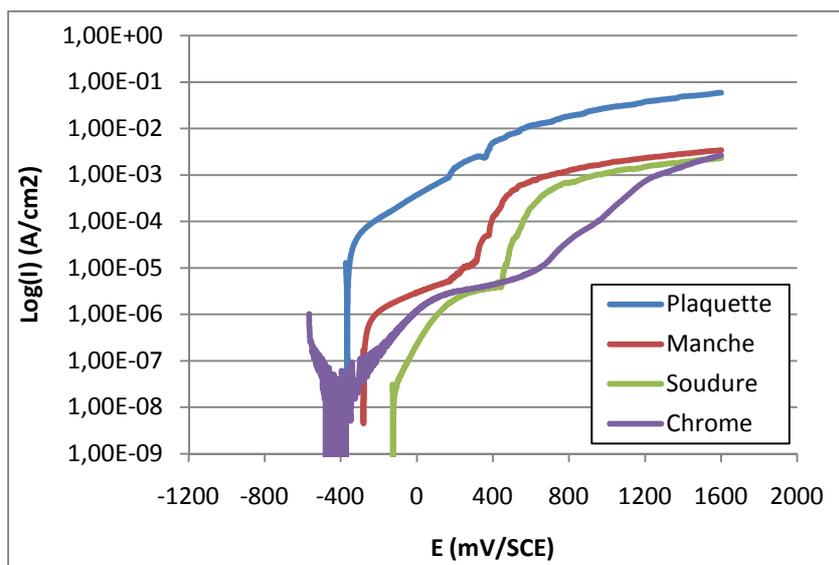


Figure 185 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour les pinces ETM® dans Ampholysine Plus®

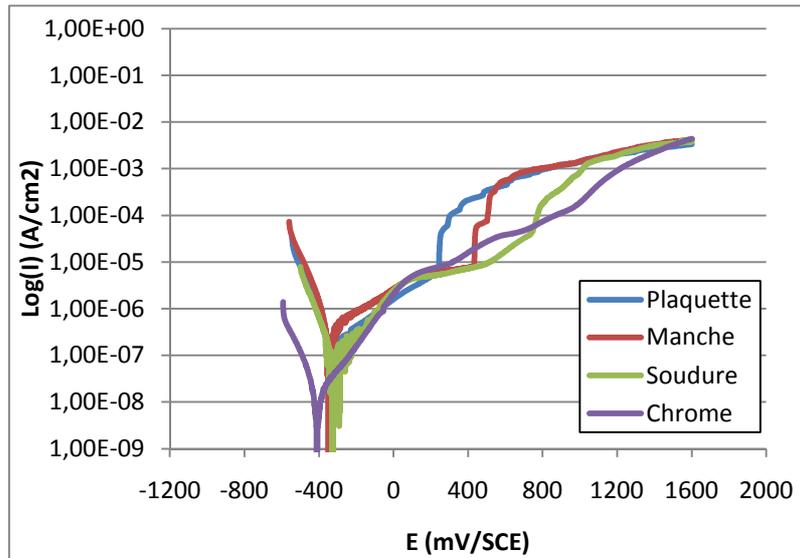


Figure 186 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour les pinces ETM® dans Elusept®

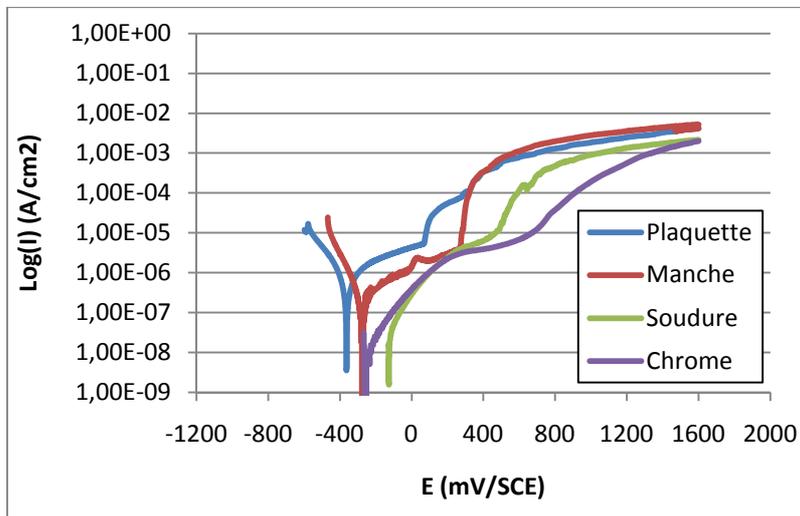


Figure 187 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour les pinces ETM® dans Dy Septi®

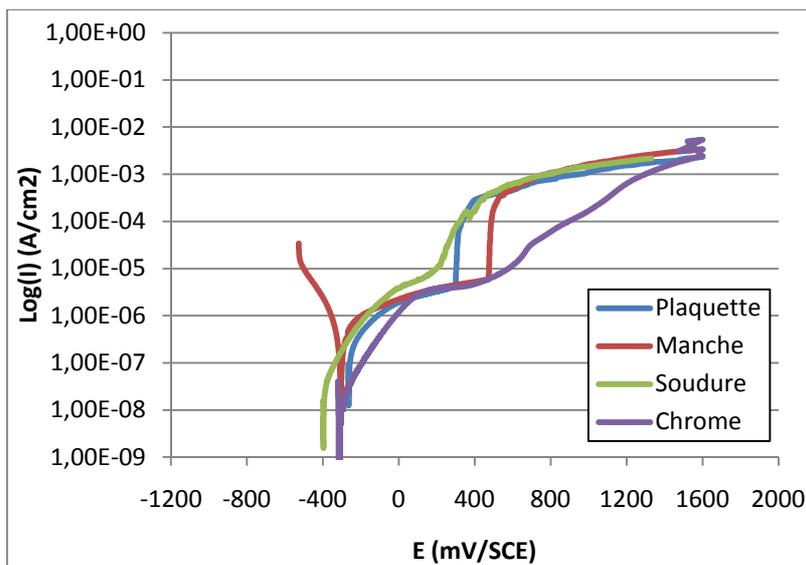


Figure 188 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour les pinces ETM® dans Prédolyse®

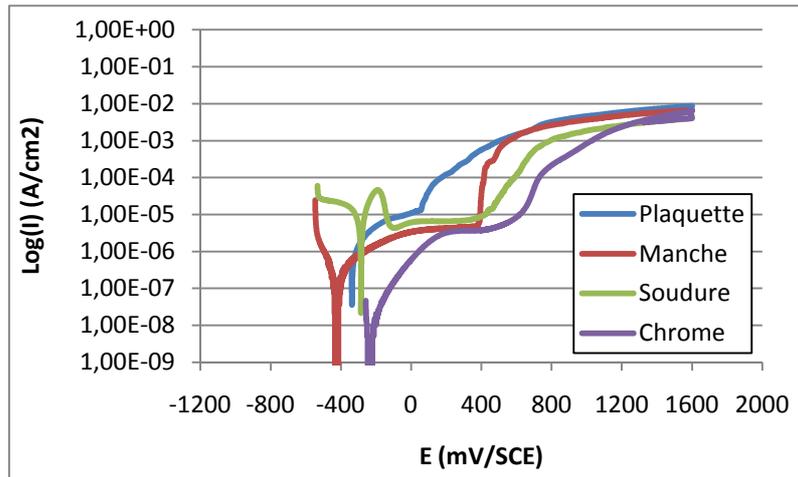


Figure 189 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour les pinces ETM® dans Dentasept Ultra®

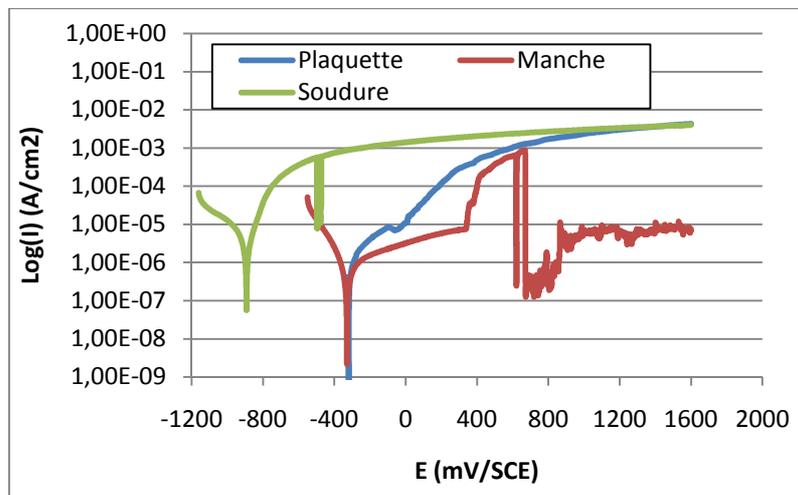


Figure 190 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour les pinces RMO® dans Ampholysine Plus®

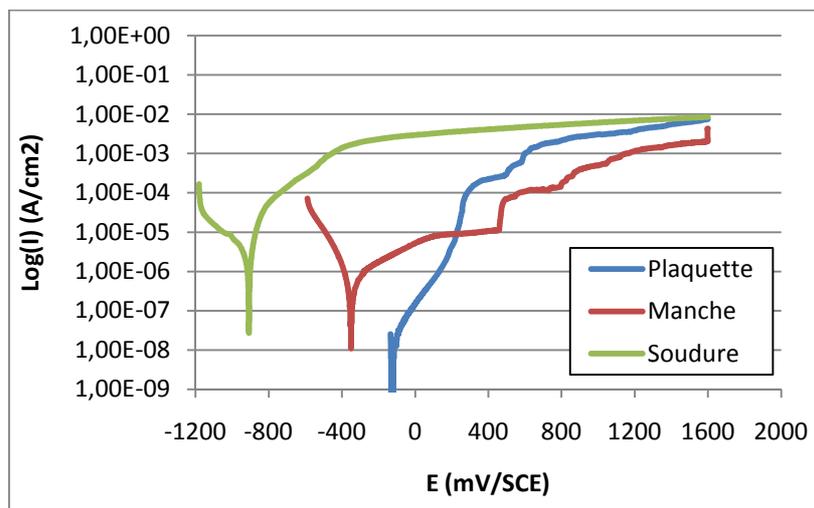


Figure 191 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour les pinces RMO® dans Elusept®

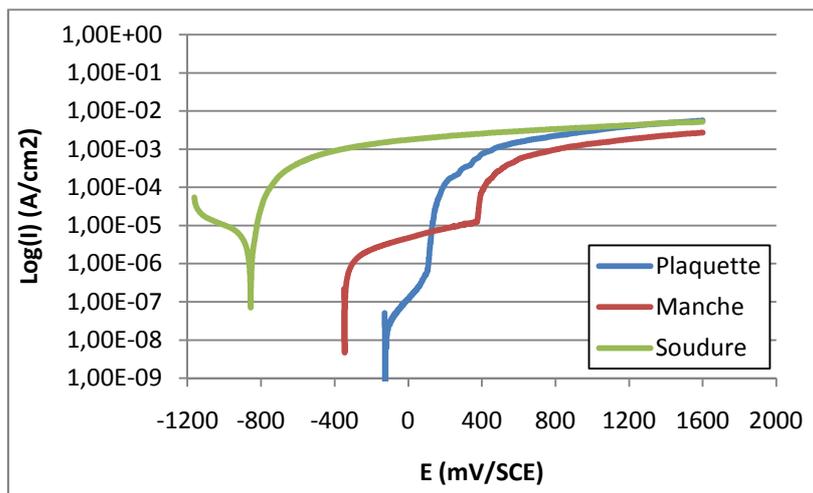


Figure 192 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour les pinces RMO® dans Dy Septi®

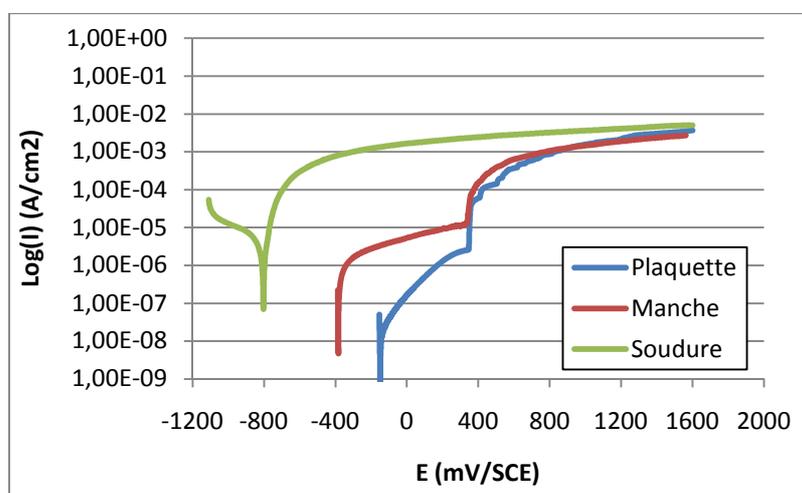


Figure 193 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour les pinces RMO® dans Prédolyse®

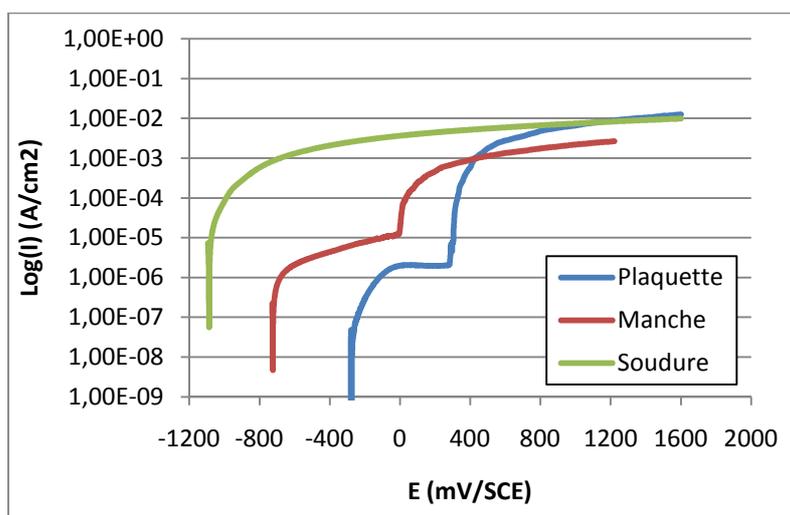


Figure 194 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour les pinces RMO® dans Dentasept Ultra®

### 3.2. Suivi sur 15 minutes

#### 3.2.1. Suivi du potentiel de corrosion en fonction du temps

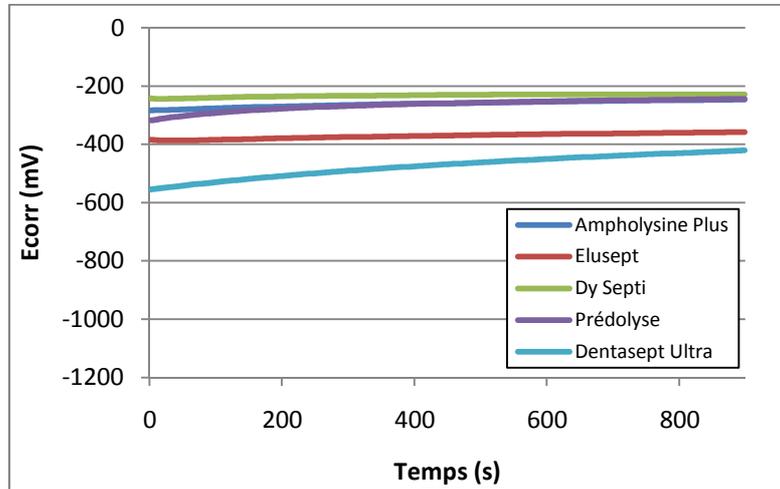


Figure 195 : Suivi de E<sub>corr</sub> en fonction du temps pour la plaque Dentaurum®

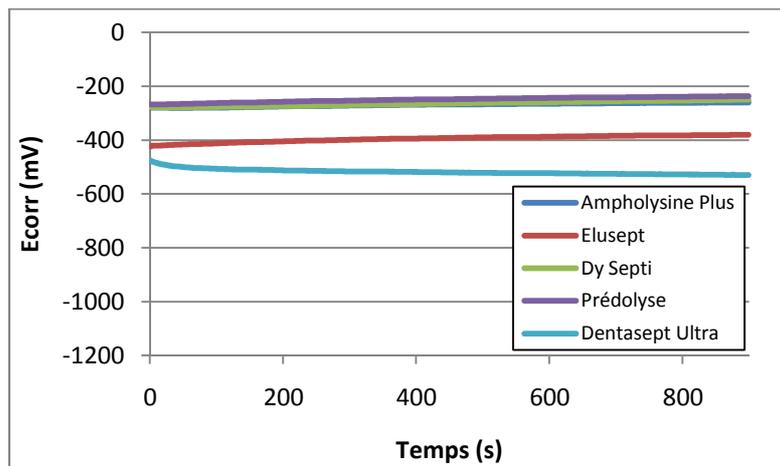


Figure 196 : Suivi de E<sub>corr</sub> en fonction du temps pour le manche Dentaurum®

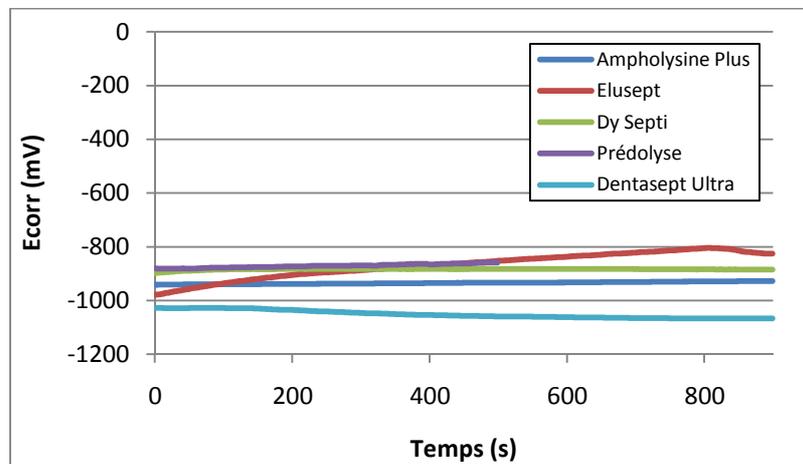


Figure 197 : Suivi de Ecorr en fonction du temps pour la brasure Dentaurum® & RMO®

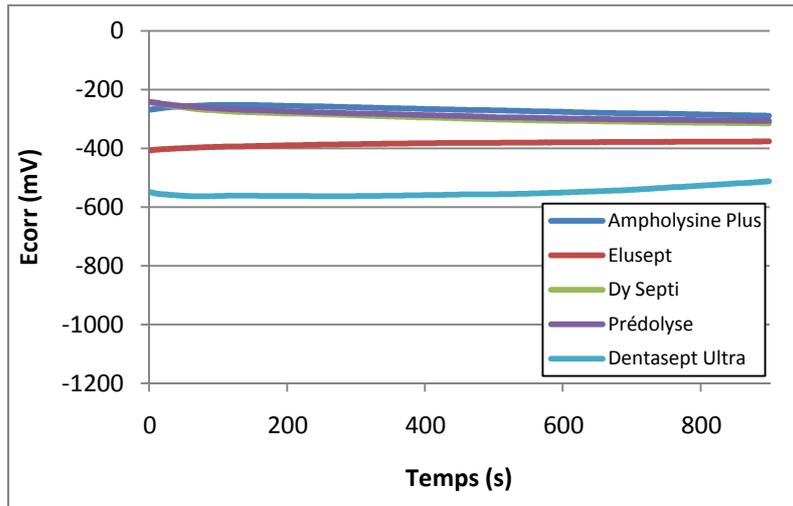


Figure 198 : Suivi de Ecorr en fonction du temps pour la plaquette ETM®

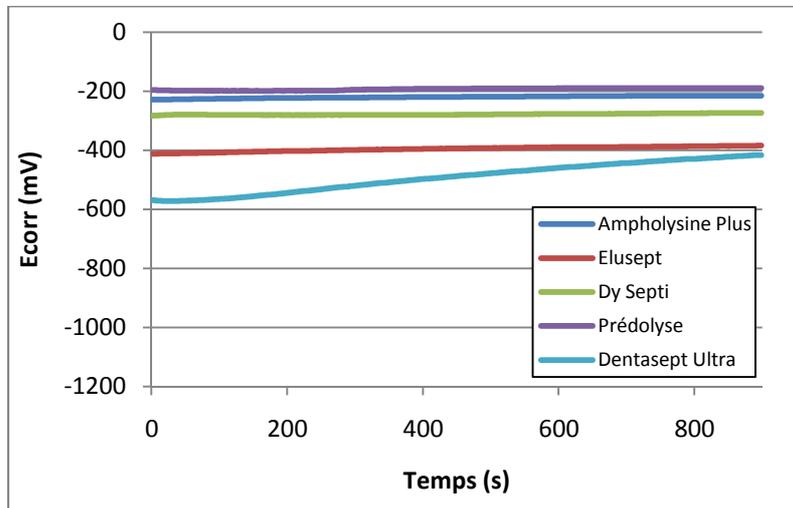


Figure 199 : Suivi de Ecorr en fonction du temps pour le manche ETM®

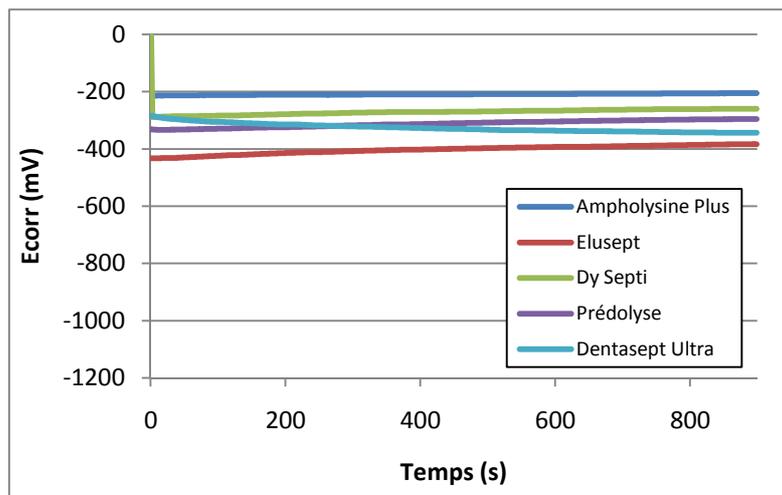


Figure 200 : Suivi de Ecorr en fonction du temps pour la soudure ETM®

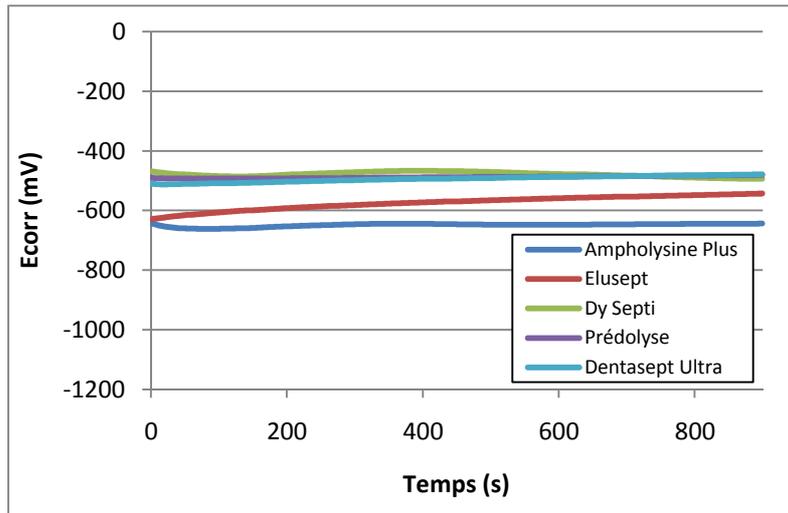


Figure 201 : Suivi de E<sub>corr</sub> en fonction du temps pour le chrome ETM®

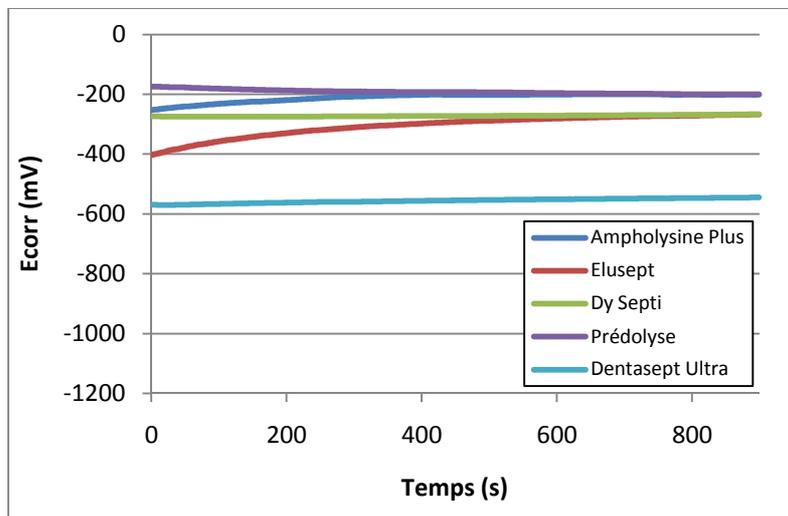


Figure 202 : Suivi de E<sub>corr</sub> en fonction du temps pour la plaque RMO®

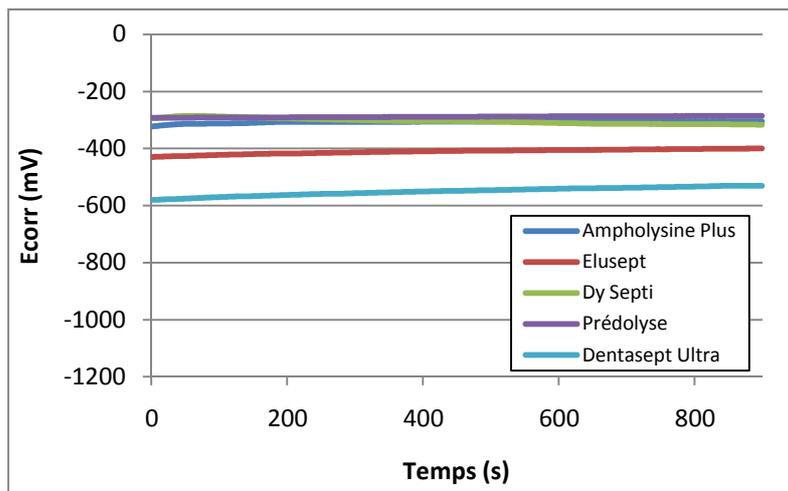


Figure 203 : Suivi de E<sub>corr</sub> en fonction du temps pour le manche RMO®

### 3.2.2. Suivi de la résistance de polarisation en fonction du temps

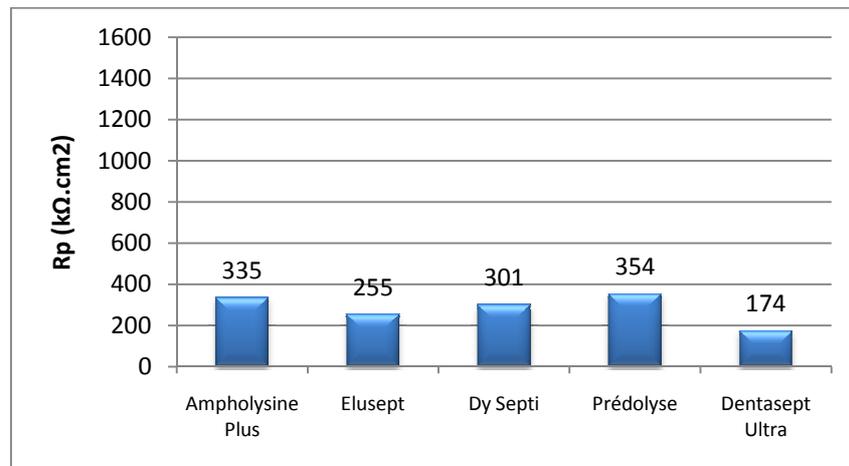


Figure 204 : Mesures de la résistance de polarisation pour la plaque Dentaurem®

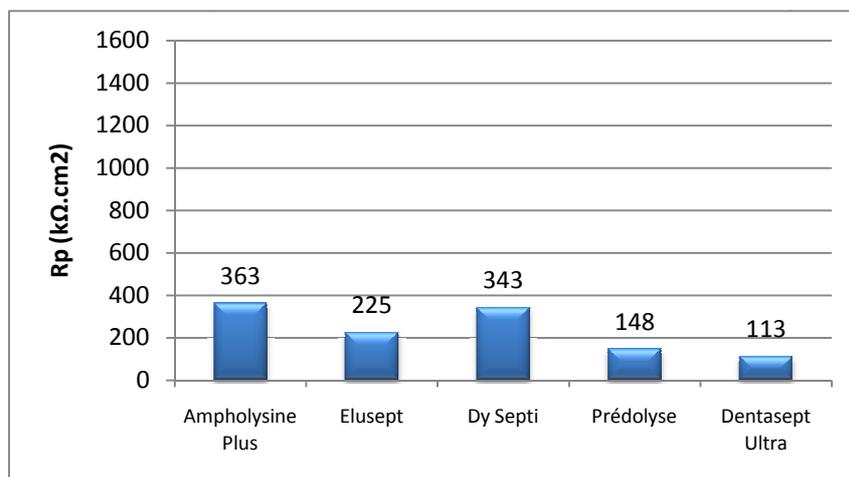


Figure 205 : Mesures de la résistance de polarisation pour le manche Dentaurem®

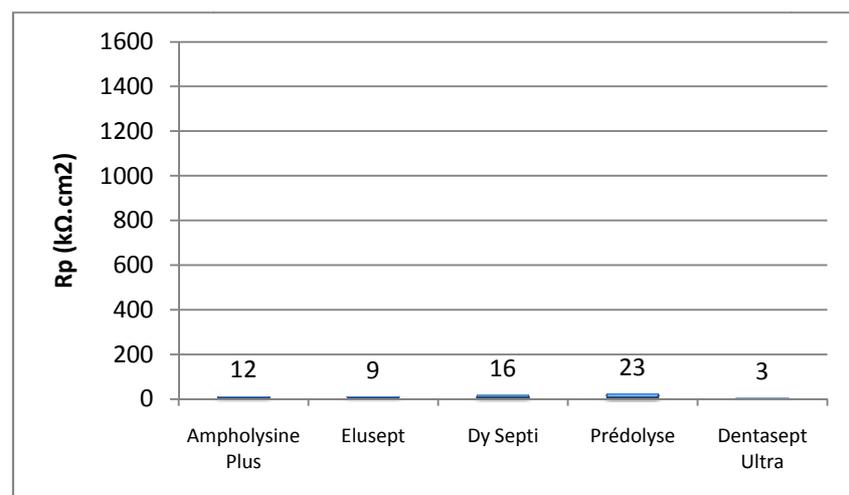


Figure 206 : Mesures de la résistance de polarisation pour la soudure Dentaurem® & RMO®

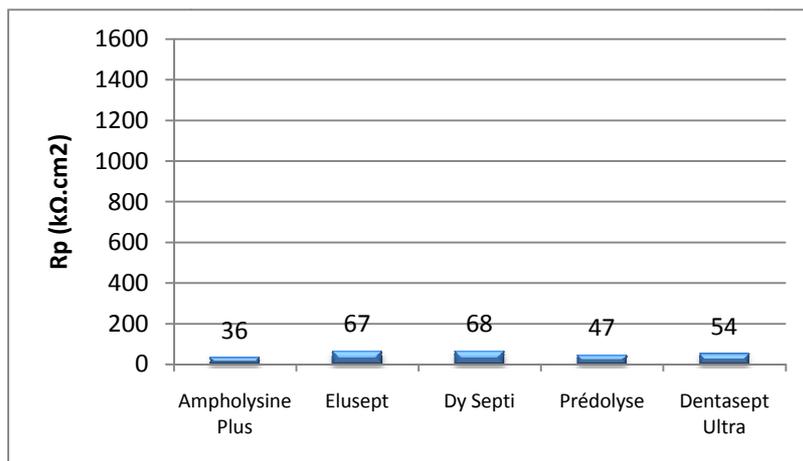


Figure 207 : Mesures de la résistance de polarisation pour la plaquette ETM®

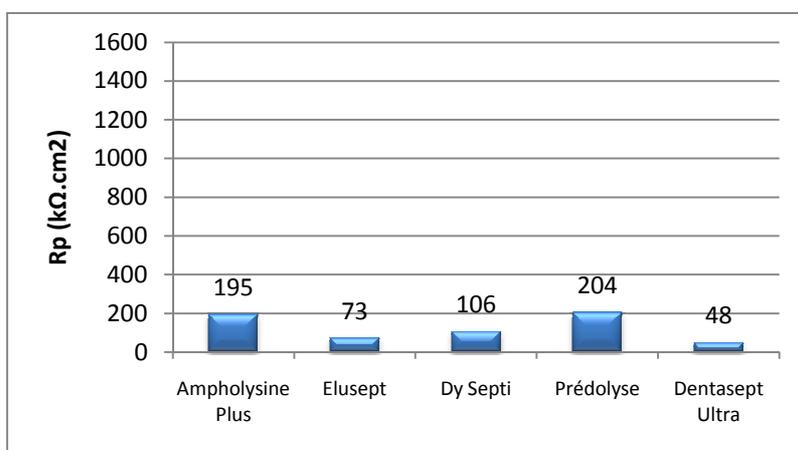


Figure 208 : Mesures de la résistance de polarisation pour le manche ETM®

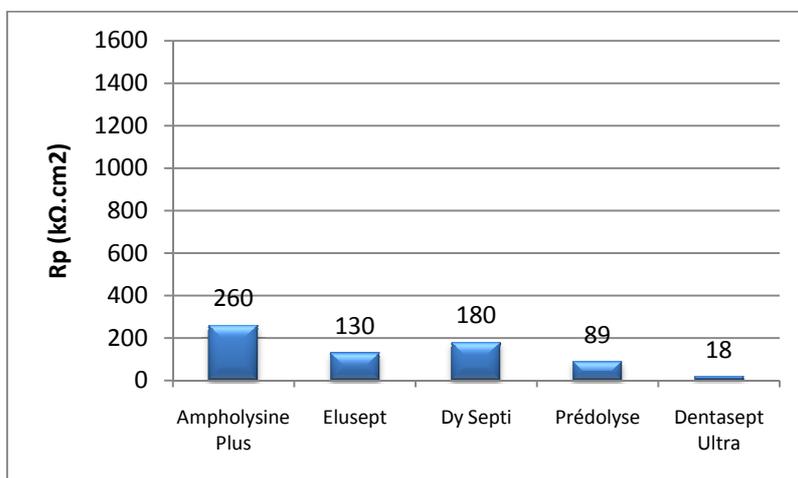


Figure 209 : Mesures de la résistance de polarisation pour la soudure ETM®

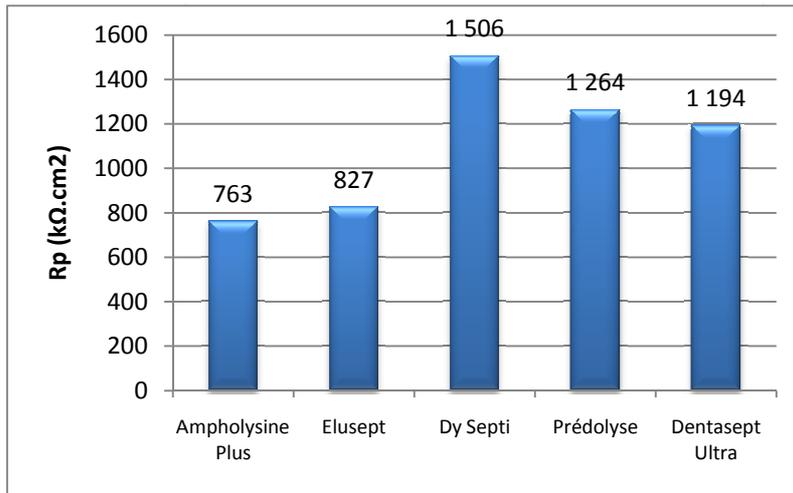


Figure 210 : Mesures de la résistance de polarisation pour le chrome ETM®

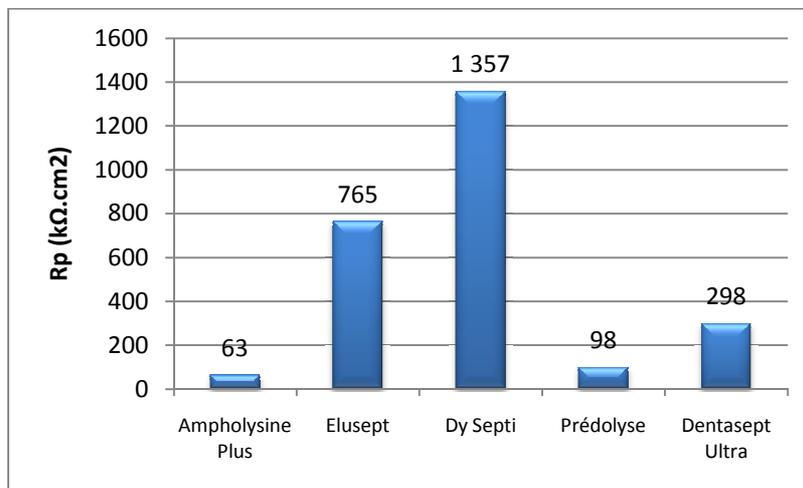


Figure 211 : Mesures de la résistance de polarisation pour la plaque RMO®

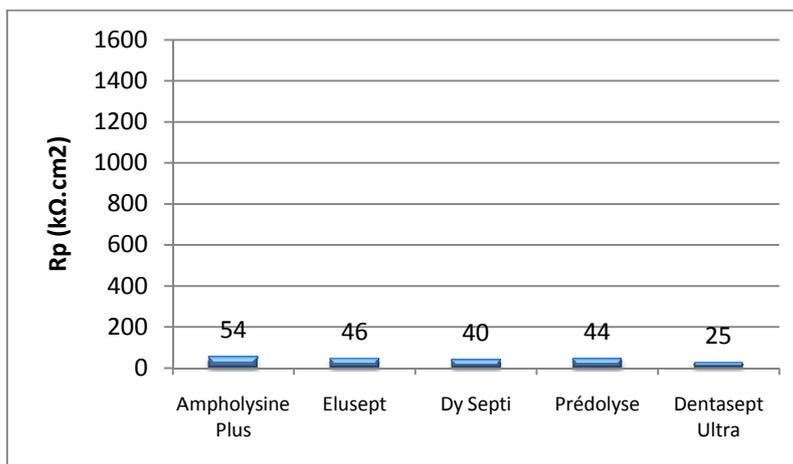


Figure 212 : Mesures de la résistance de polarisation pour le manche RMO®

### 3.2.3. Suivi de l'intensité en fonction du potentiel

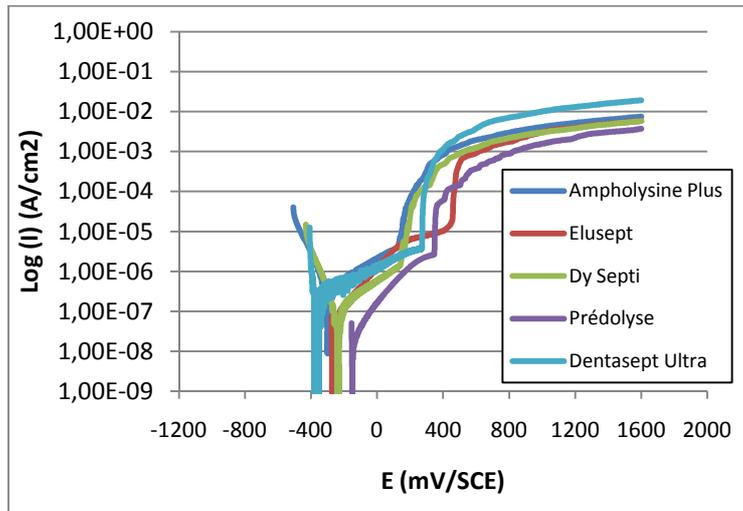


Figure 213 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour la plaque Dentaurum®

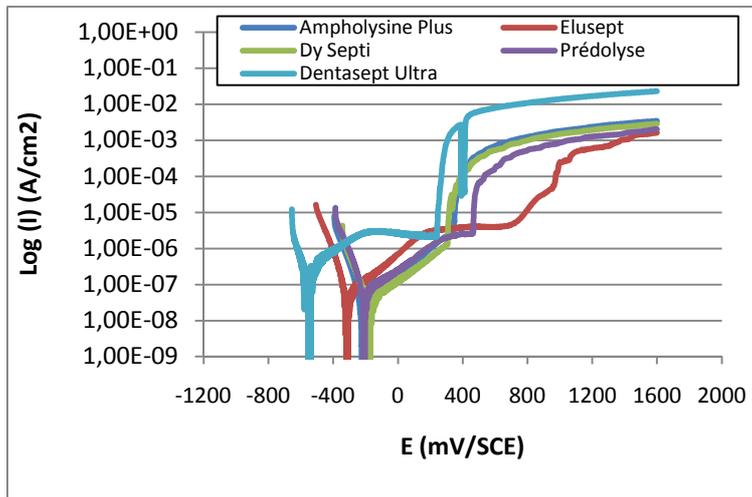


Figure 214 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour le manche Dentaurum®

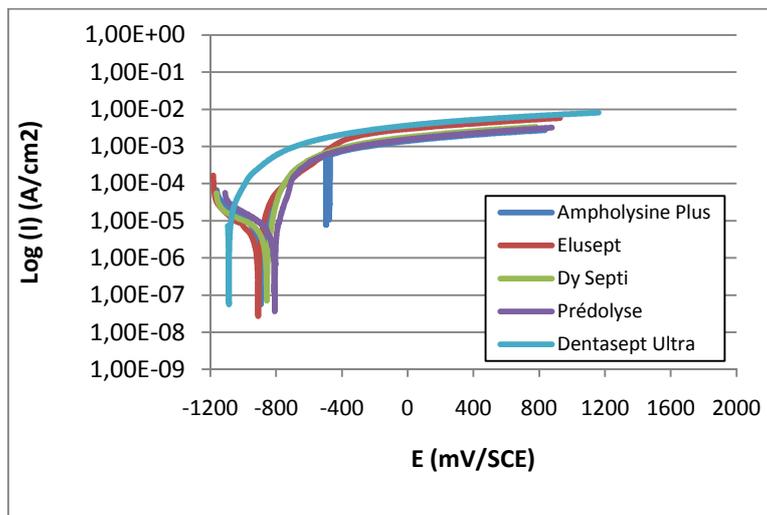


Figure 215 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour la brasure Dentaurum® & RMO®

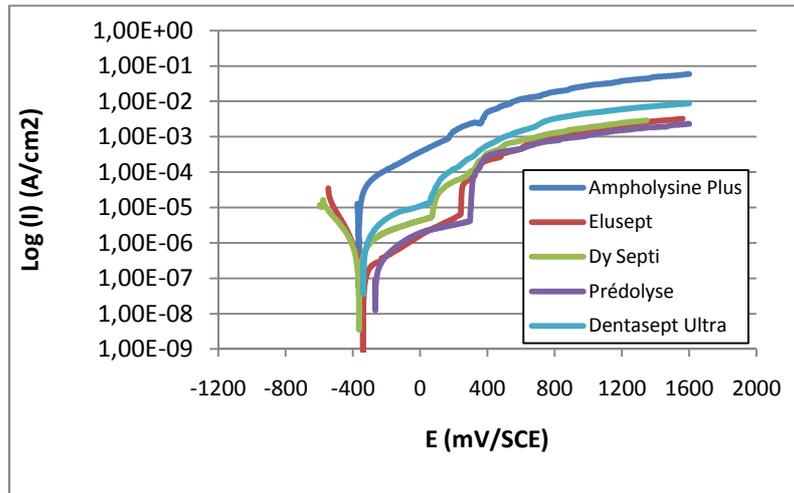


Figure 216 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour la plaque ETM®

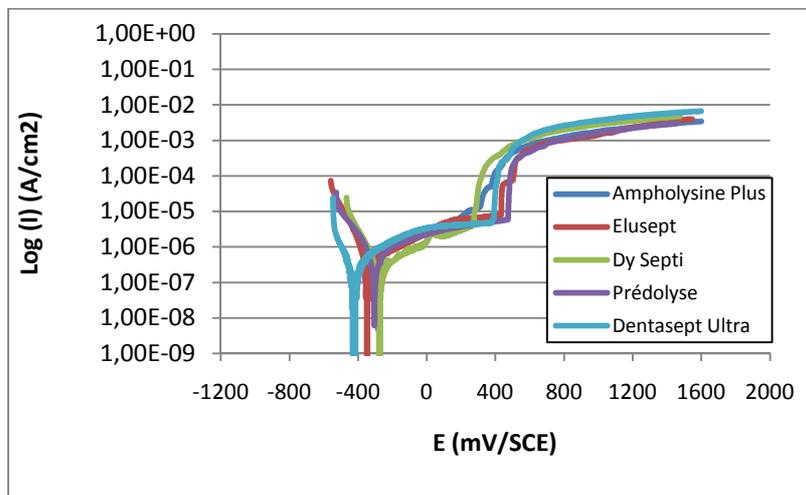


Figure 217 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour le manche ETM®

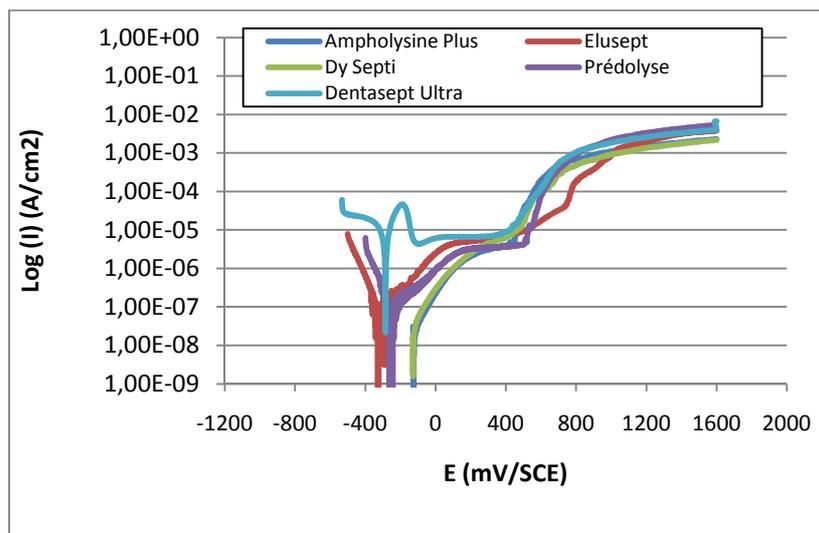


Figure 218 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour la soudure ETM®

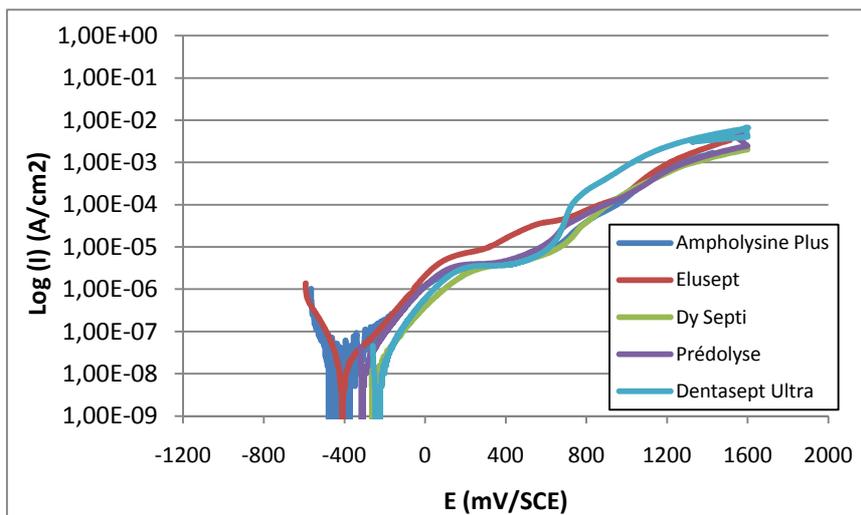


Figure 219 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour le chrome ETM®

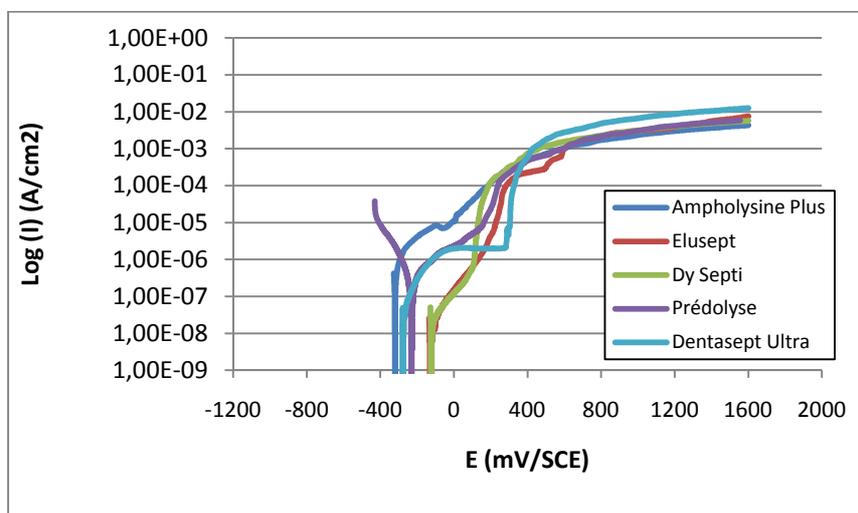


Figure 220 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour la plaque RMO®

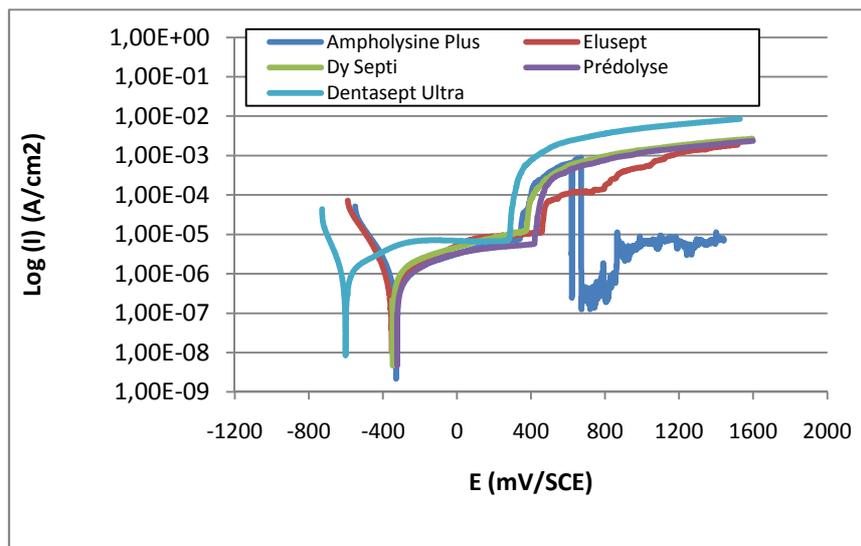
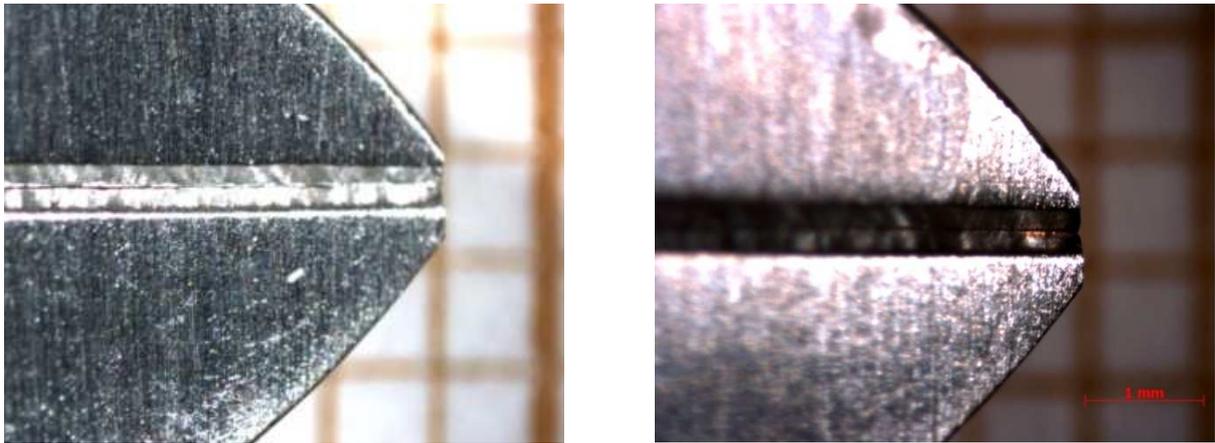


Figure 221 : Suivi de l'intensité en fonction du potentiel pour le manche RMO®

### 3.3. Etude de la corrosion et de l'usure

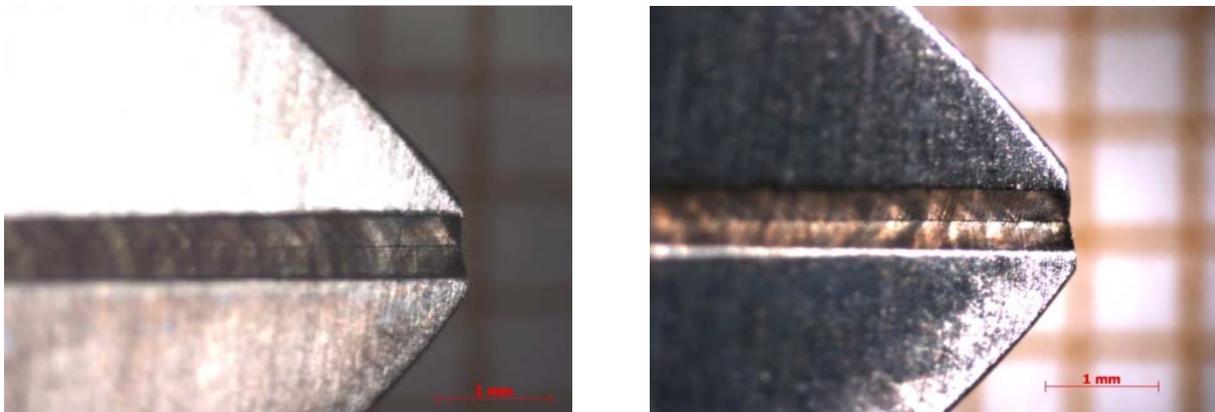
Les pinces ont été photographiées après chaque cycle expérimental, ce qui représente 1600 photographies avec un grossissement x25, sans compter celles effectuées avec un grossissement x50, lorsqu'une zone particulière était observable. Nous avons présenté ici les photographies initiales et finales de toutes les pinces, avec un grossissement x25.



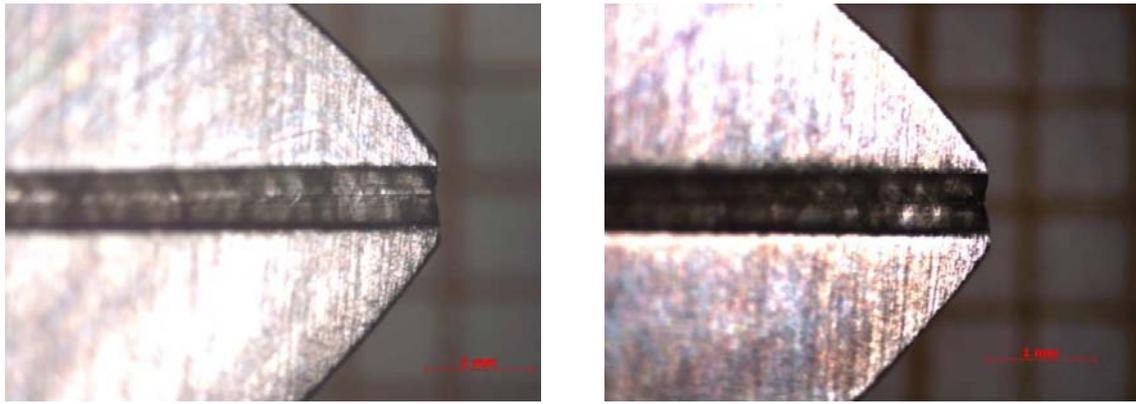
**Figure 222 : Photographies de la pince Dentaaurum® n°1, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



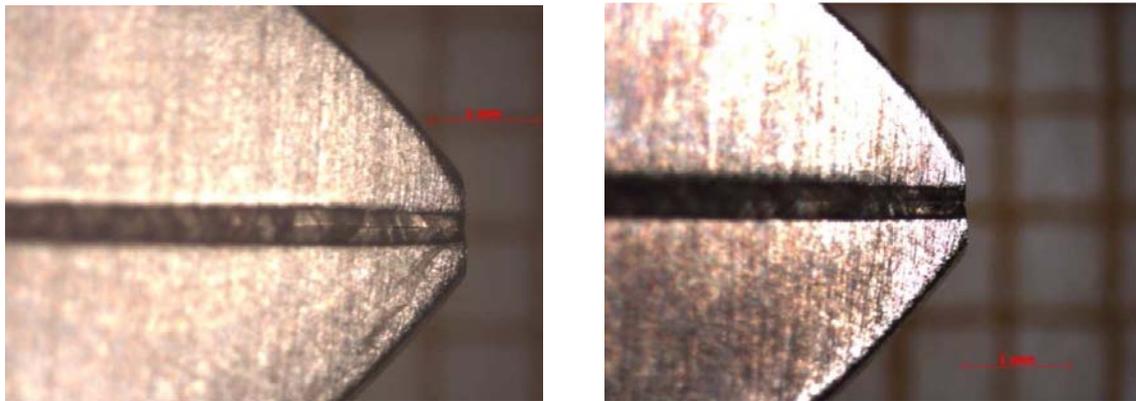
**Figure 223 : Photographies de la pince Dentaaurum® n°2, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



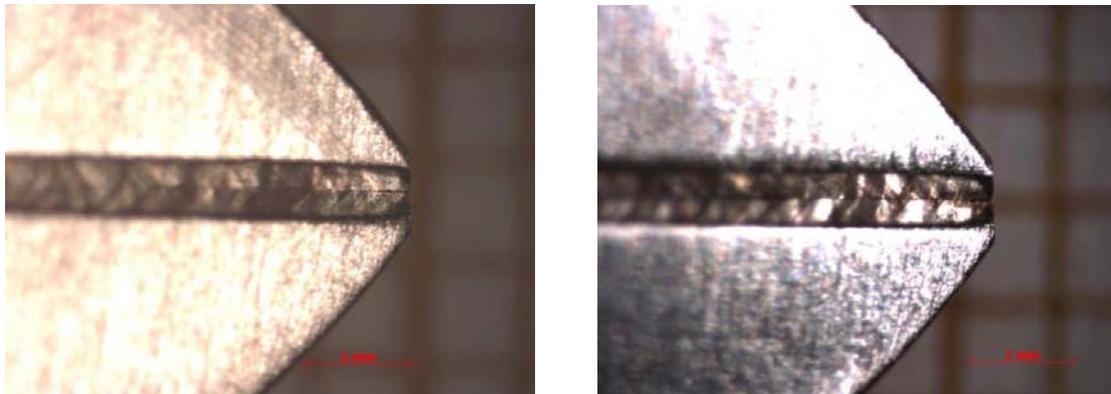
**Figure 224 : Photographies de la pince Dentaaurum® n°3, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



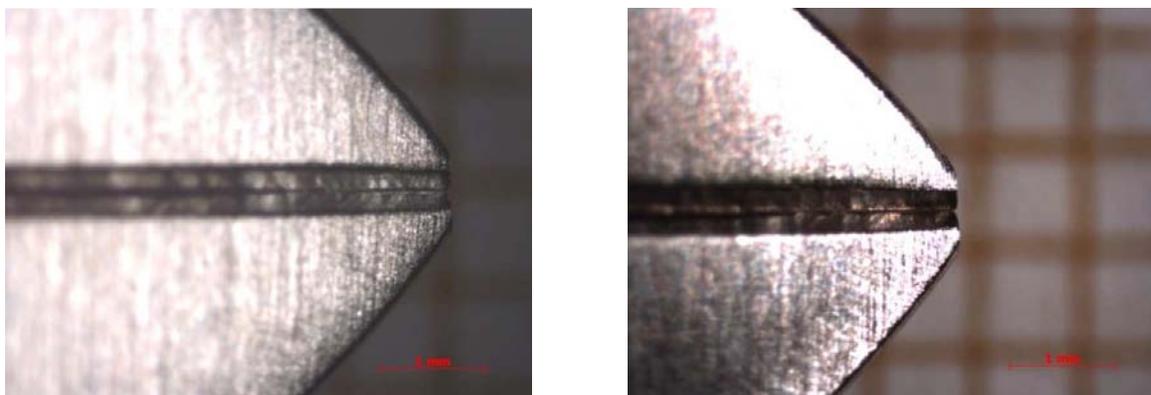
**Figure 225 : Photographies de la pince Dentaurum® n°4, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



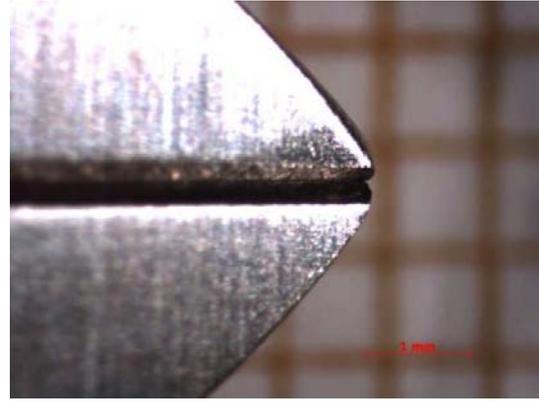
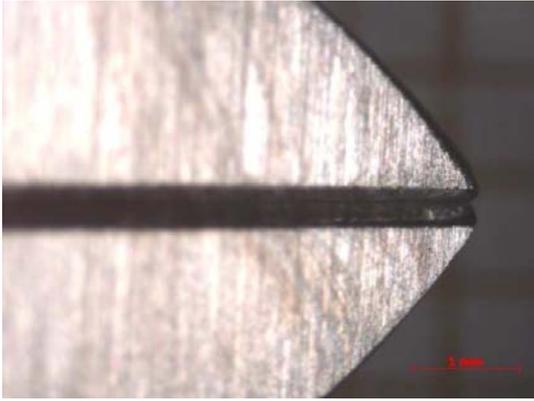
**Figure 226 : Photographies de la pince Dentaurum® n°5, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



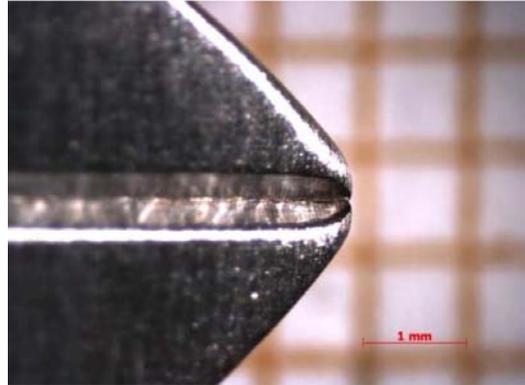
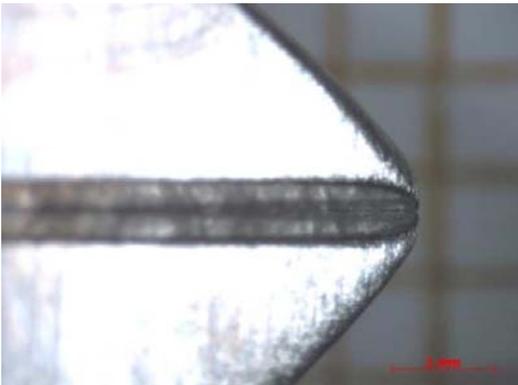
**Figure 227 : Photographies de la pince Dentaurum® n°6, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



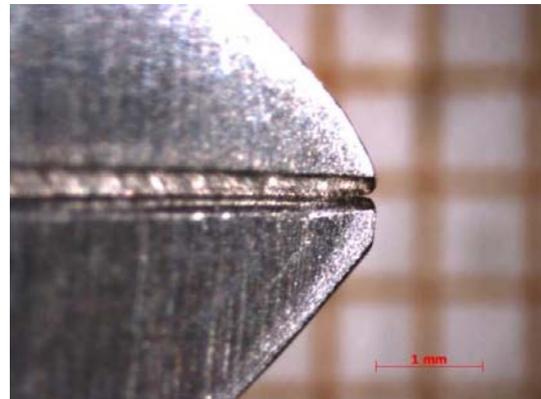
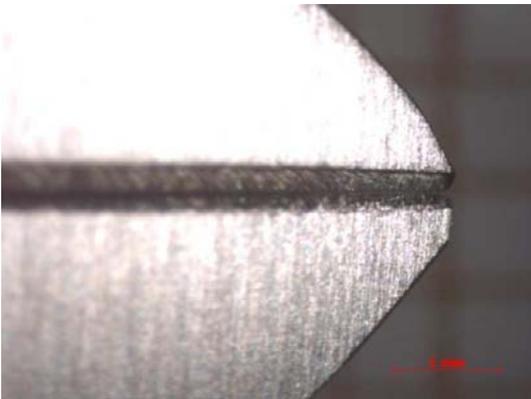
**Figure 228 : Photographies de la pince Dentaurum® n°7, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



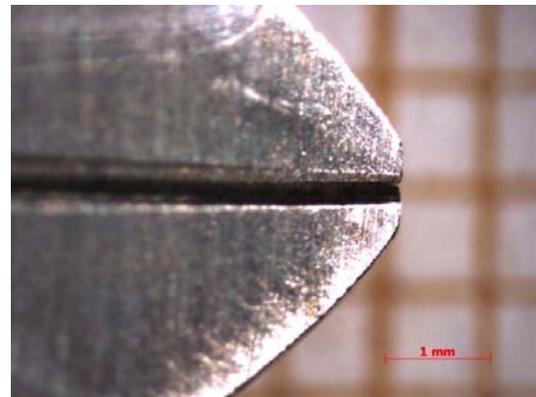
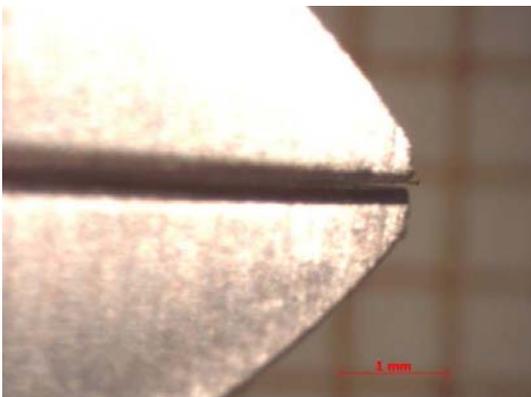
**Figure 229 : Photographies de la pince Dentaurum® n°8, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



**Figure 230 : Photographies de la pince Dentaurum® n°9, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



**Figure 231 : Photographies de la pince Dentaurum® n°10, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



**Figure 232 : Photographies de la pince Dentaurum® n°11, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**

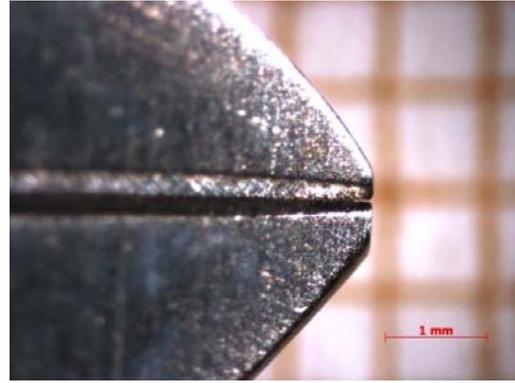
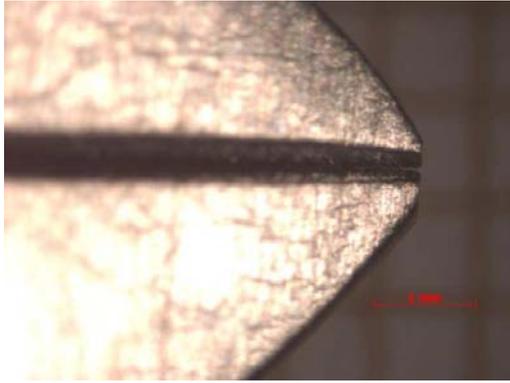


Figure 233 : Photographies de la pince Dentaurum® n°12, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)

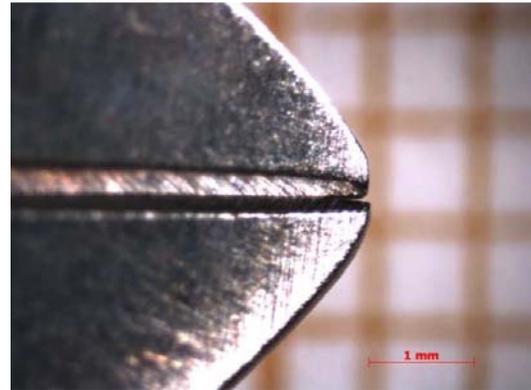
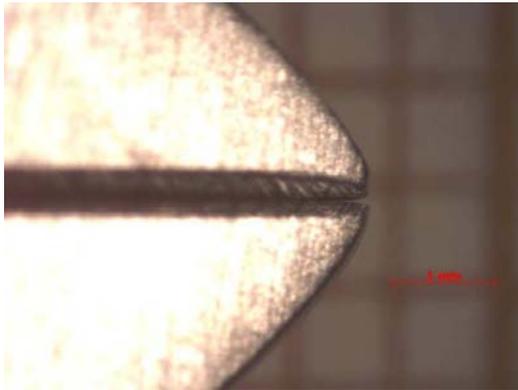


Figure 234 : Photographies de la pince Dentaurum® n°13, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)

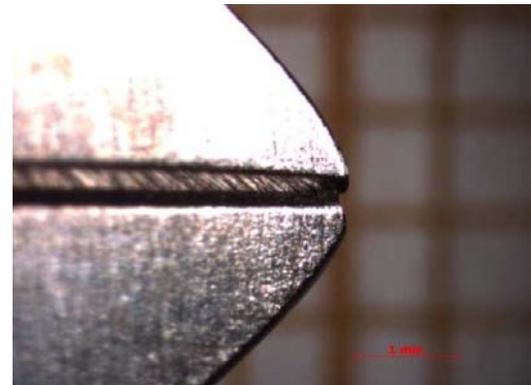
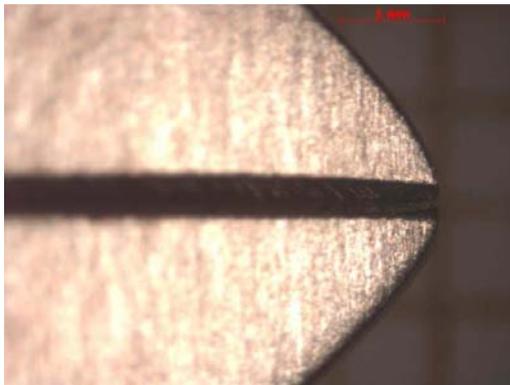


Figure 235 : Photographies de la pince Dentaurum® n°14, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)

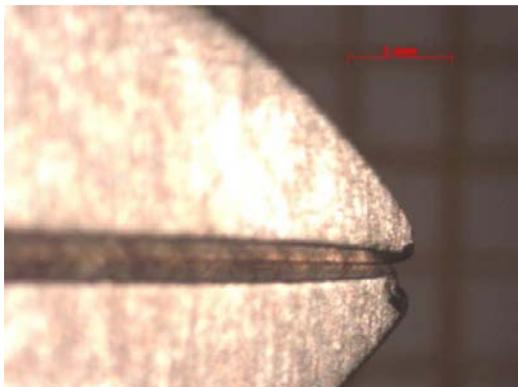
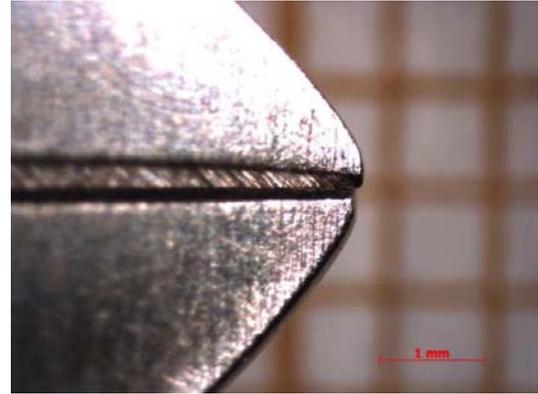
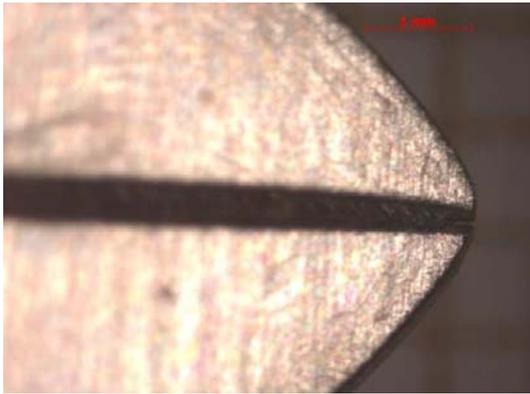
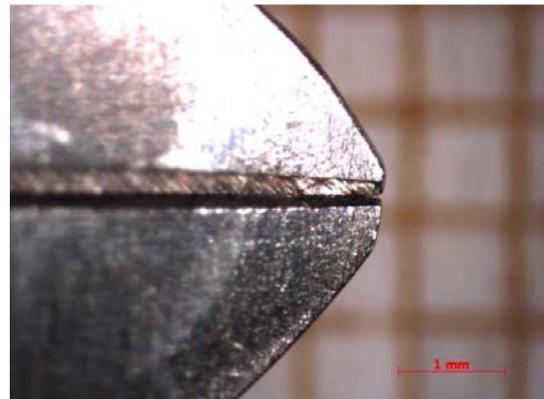
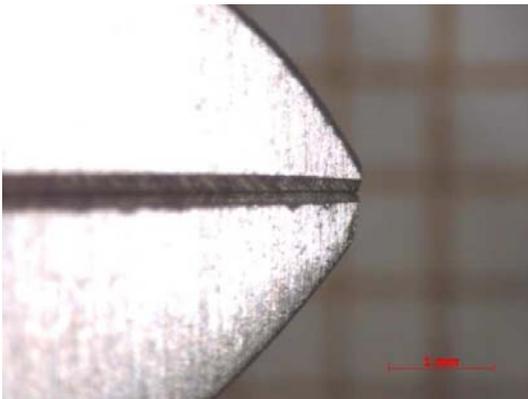


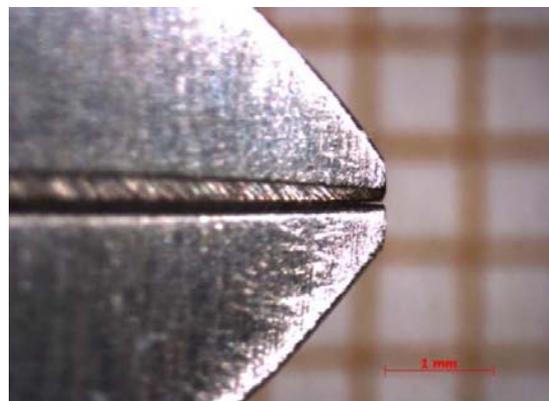
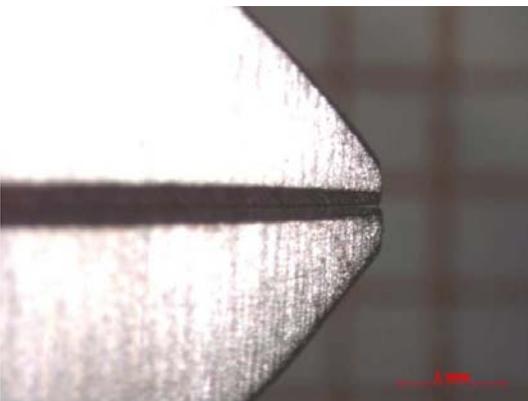
Figure 236 : Photographies de la pince Dentaurum® n°15, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)



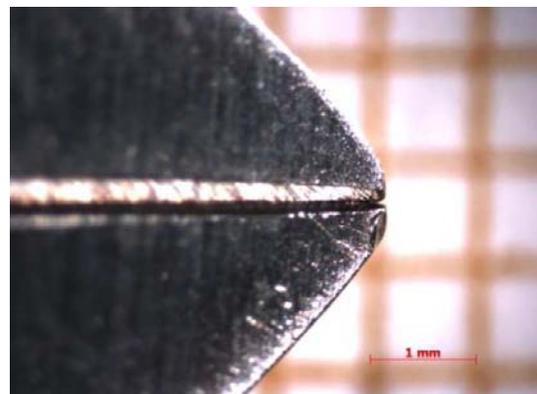
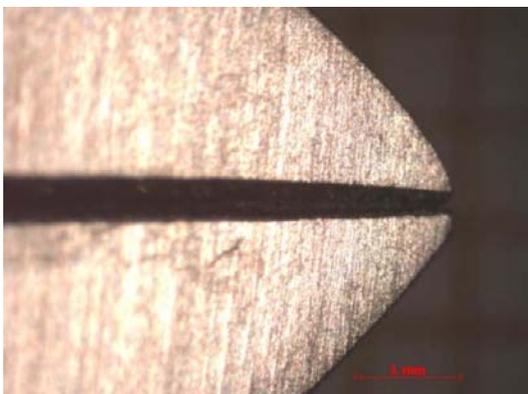
**Figure 237 : Photographies de la pince Dentaurum® n°16, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



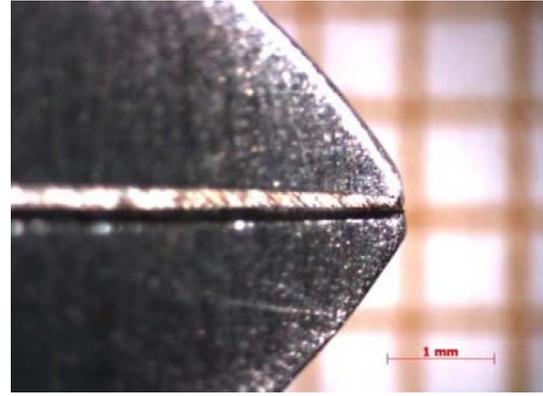
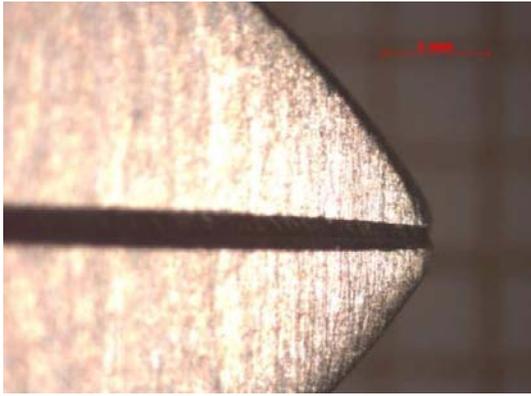
**Figure 238 : Photographies de la pince Dentaurum® n°17, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



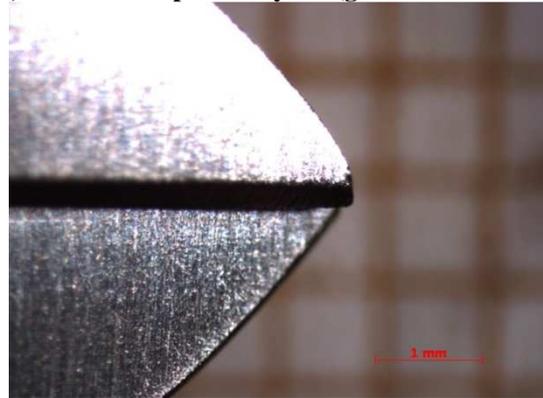
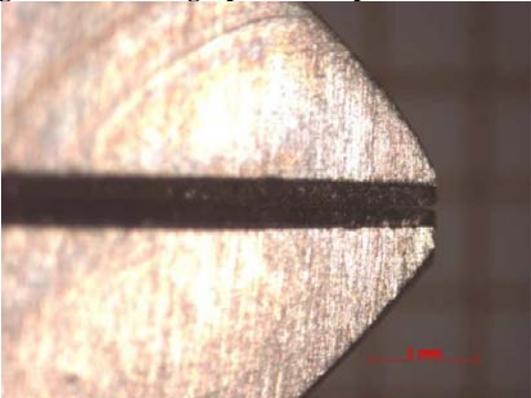
**Figure 239 : Photographies de la pince Dentaurum® n°18, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



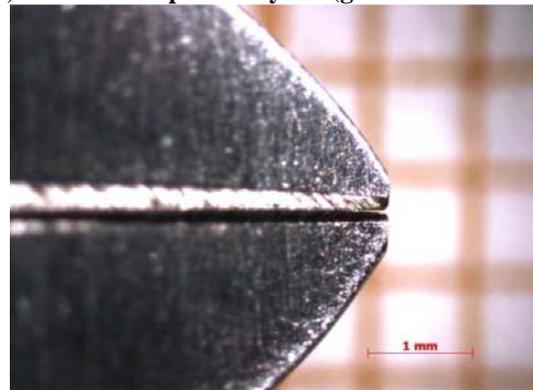
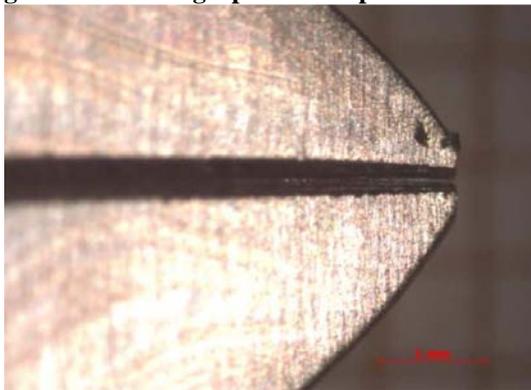
**Figure 240 : Photographies de la pince Dentaurum® n°19, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



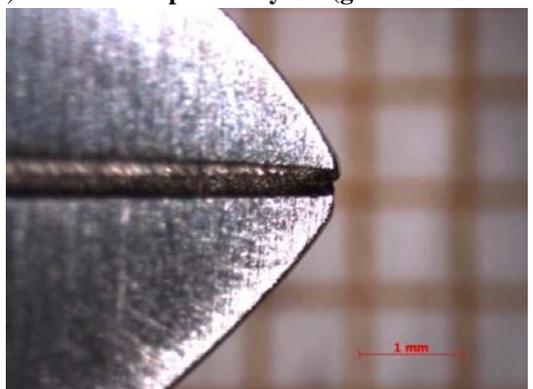
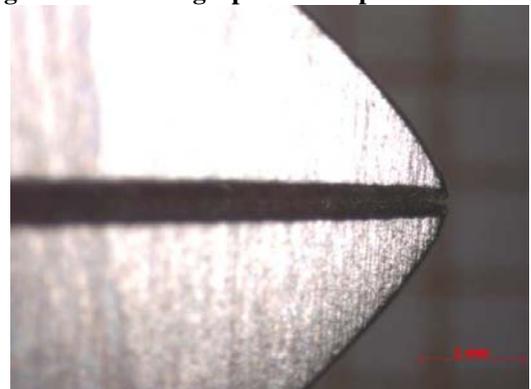
**Figure 241 : Photographies de la pince Dentaurum® n°20, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



**Figure 242 : Photographies de la pince Dentaurum® n°21, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



**Figure 243 : Photographies de la pince Dentaurum® n°22, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



**Figure 244 : Photographies de la pince Dentaurum® n°23, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**

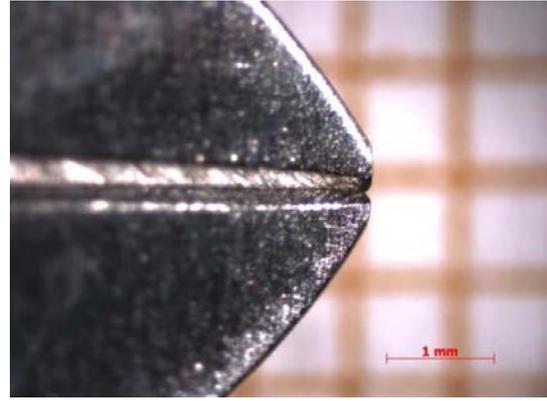
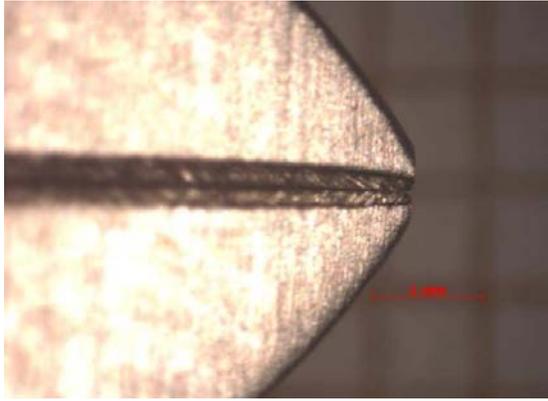


Figure 245 : Photographies de la pince Dentaurum® n°24, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)

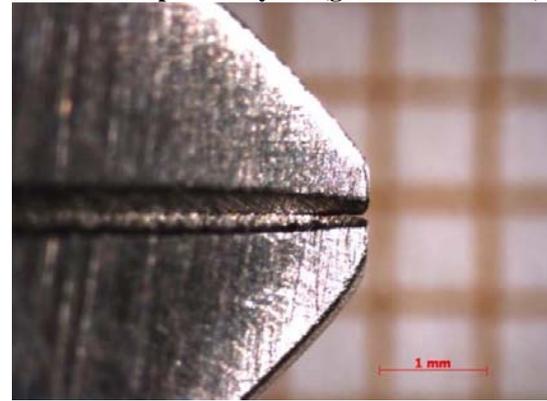
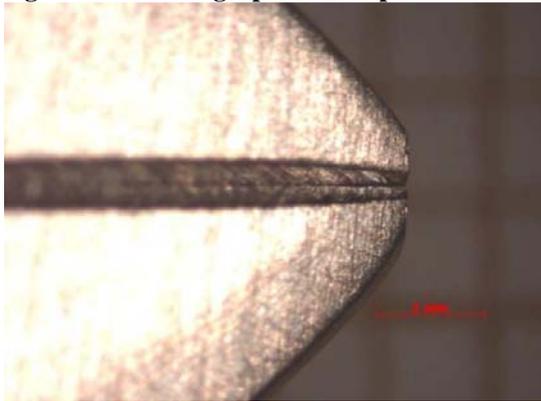


Figure 246 : Photographies de la pince Dentaurum® n°25, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)

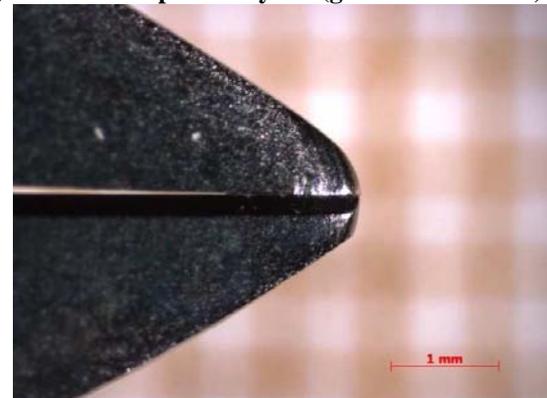
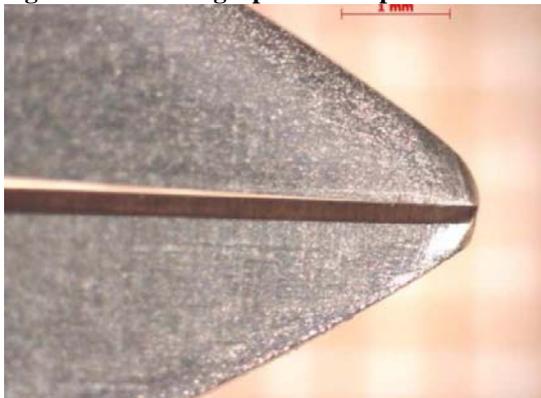


Figure 247 : Photographies de la pince ETM® n°1, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)

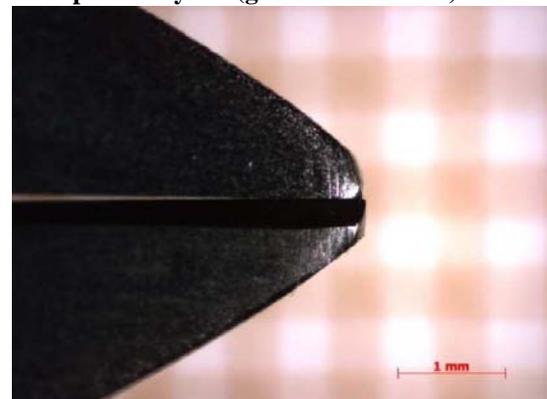
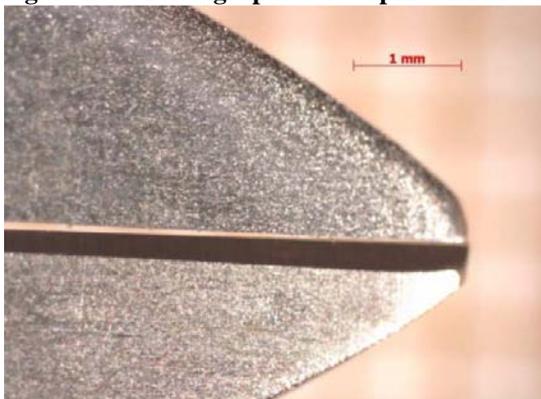
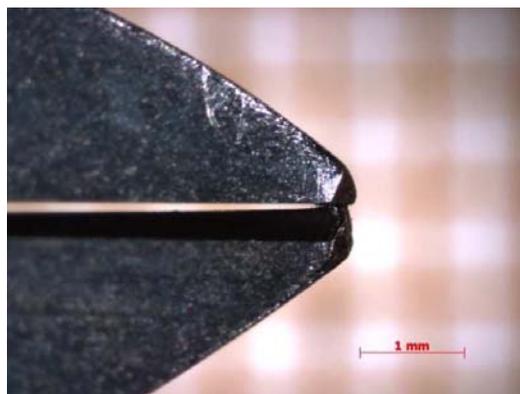
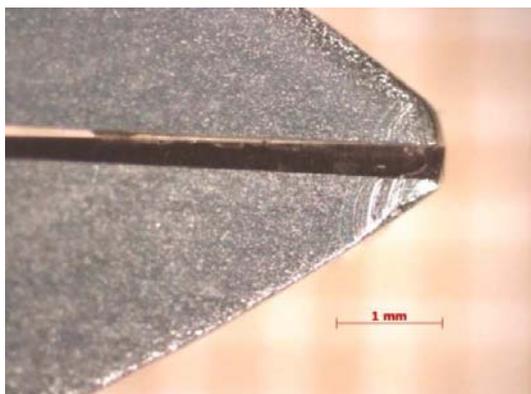
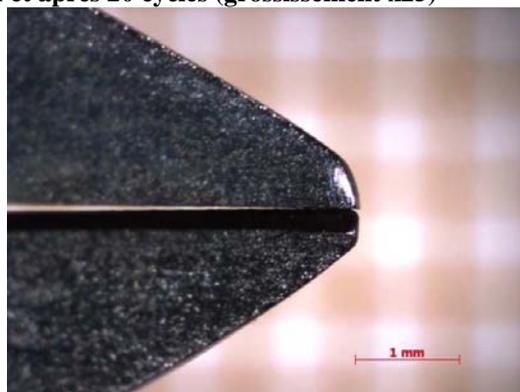
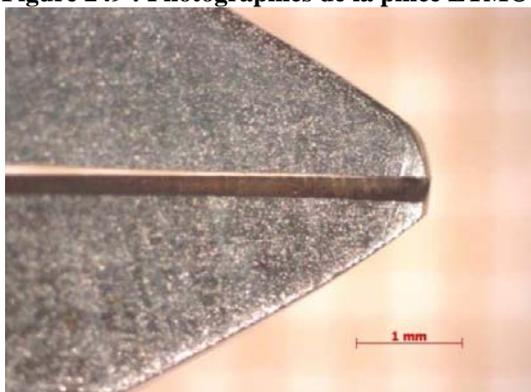


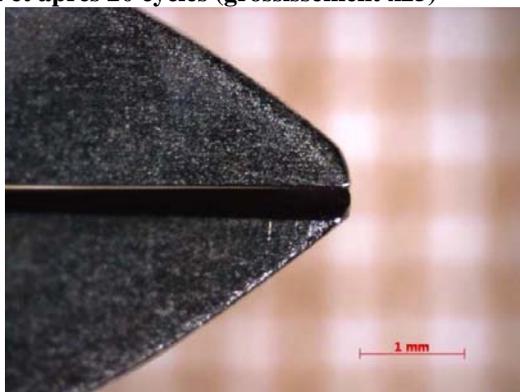
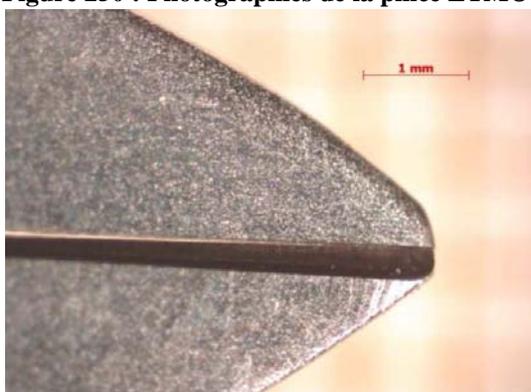
Figure 248 : Photographies de la pince ETM® n°2, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)



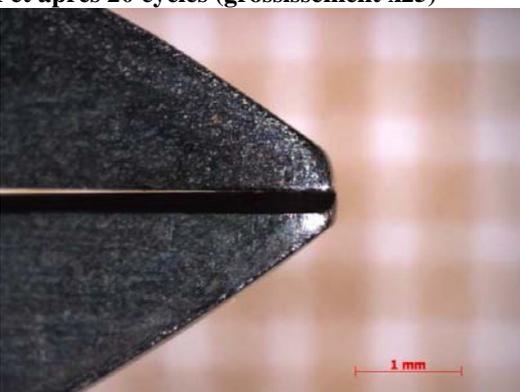
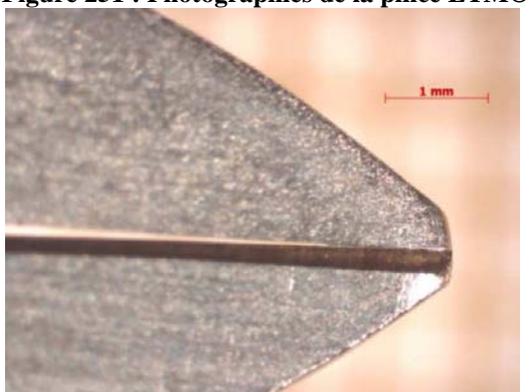
**Figure 249 : Photographies de la pince ETM® n°3, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



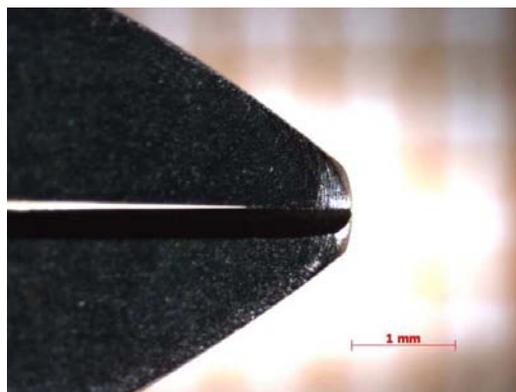
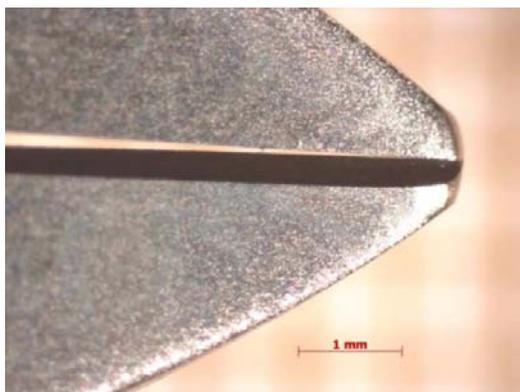
**Figure 250 : Photographies de la pince ETM® n°4, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



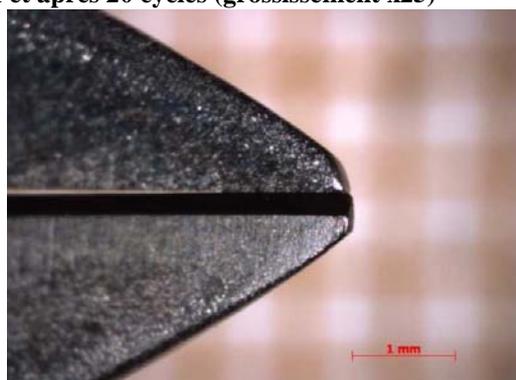
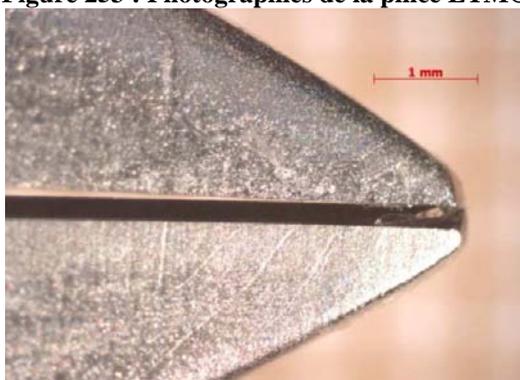
**Figure 251 : Photographies de la pince ETM® n°5, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



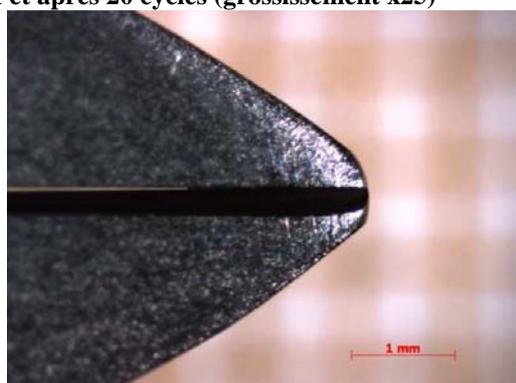
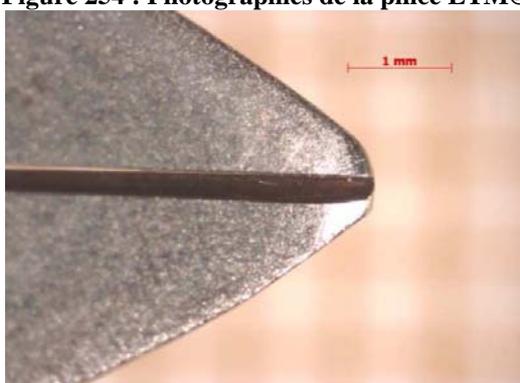
**Figure 252 : Photographies de la pince ETM® n°6, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



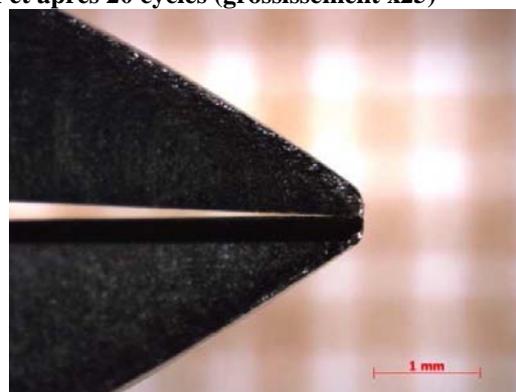
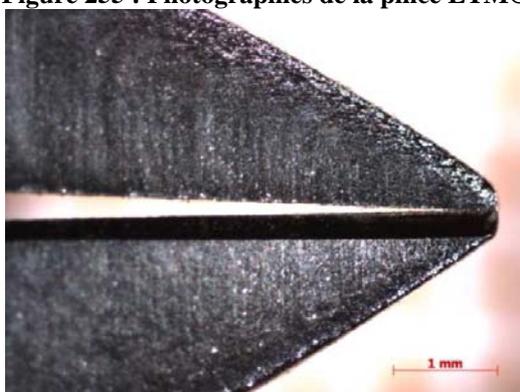
**Figure 253 : Photographies de la pince ETM® n°7, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



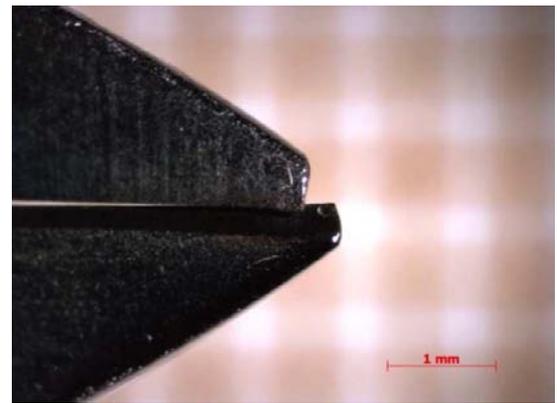
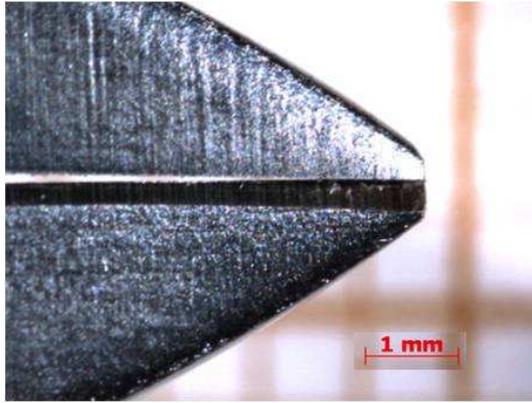
**Figure 254 : Photographies de la pince ETM® n°8, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



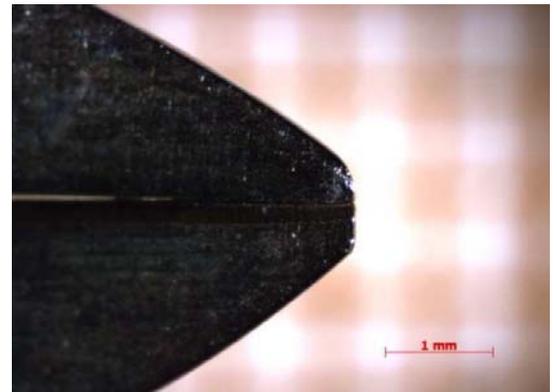
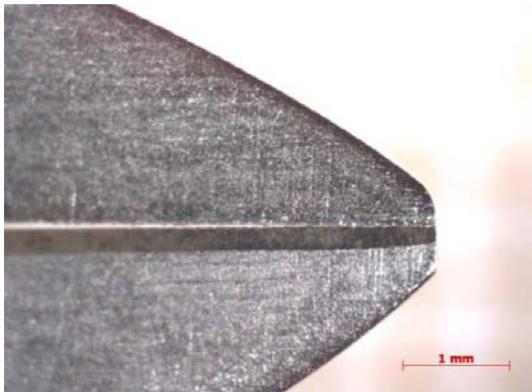
**Figure 255 : Photographies de la pince ETM® n°9, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



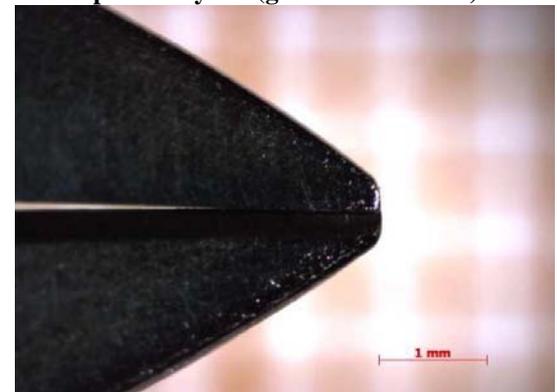
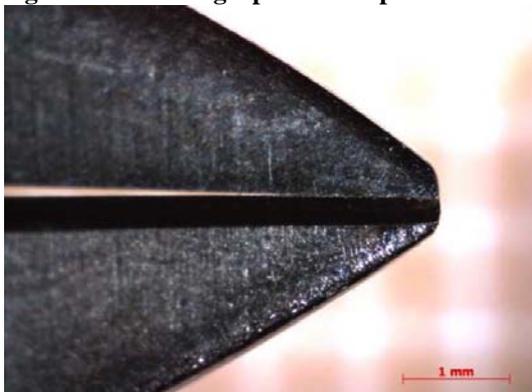
**Figure 256 : Photographies de la pince ETM® n°10, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



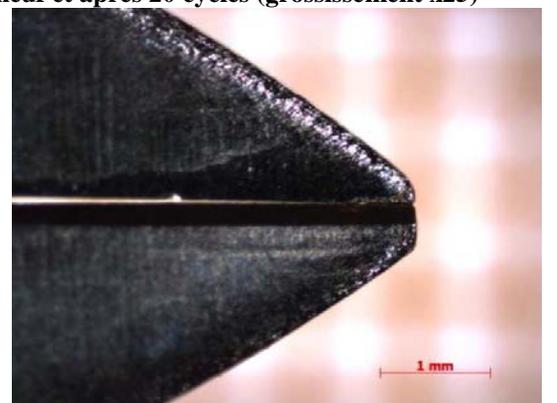
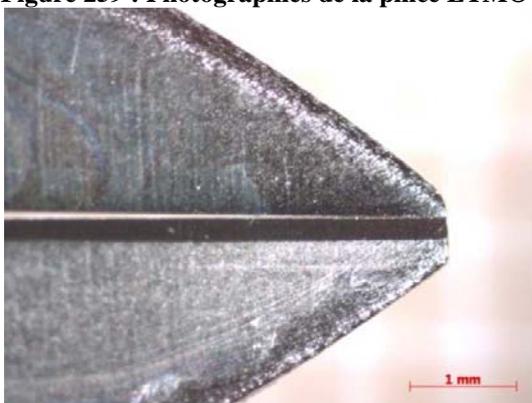
**Figure 257 : Photographies de la pince ETM® n°11, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



**Figure 258 : Photographies de la pince ETM® n°12, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



**Figure 259 : Photographies de la pince ETM® n°13, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



**Figure 260 : Photographies de la pince ETM® n°14, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**

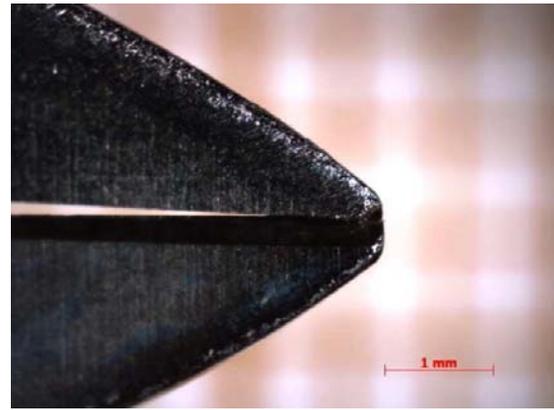
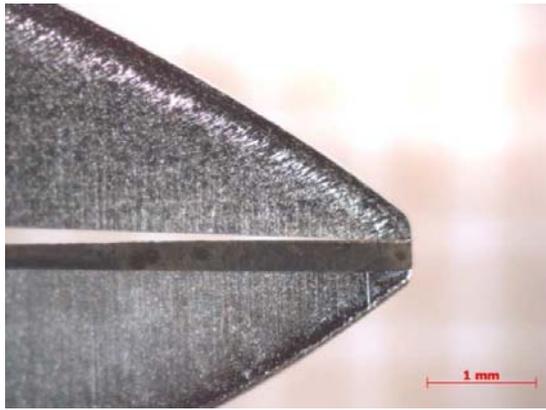


Figure 261 : Photographies de la pince ETM® n°15, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)

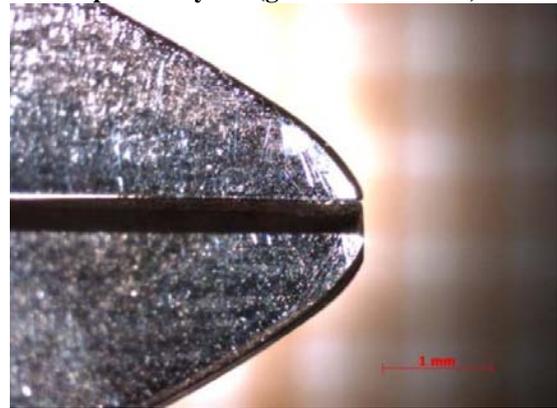
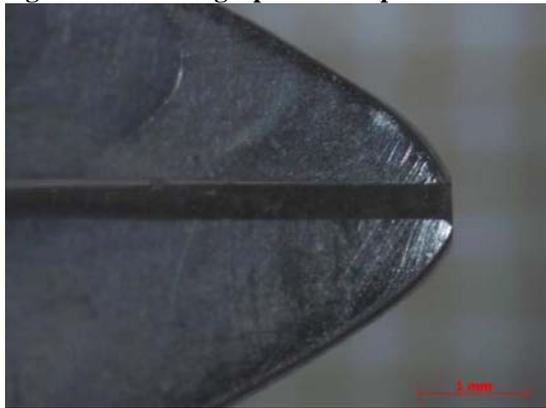


Figure 262 : Photographies de la pince ETM® n°16, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)

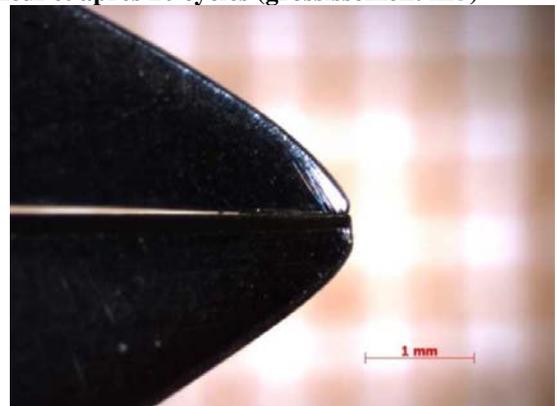
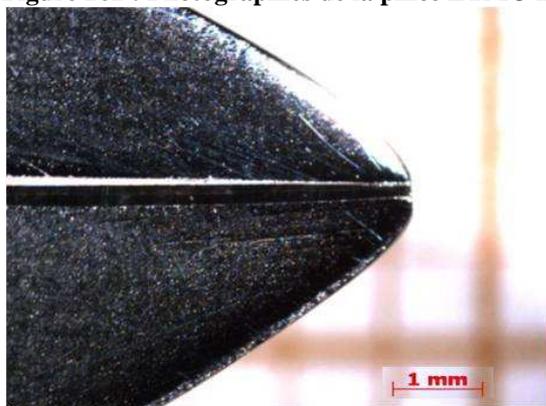


Figure 263 : Photographies de la pince ETM® n°17, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)

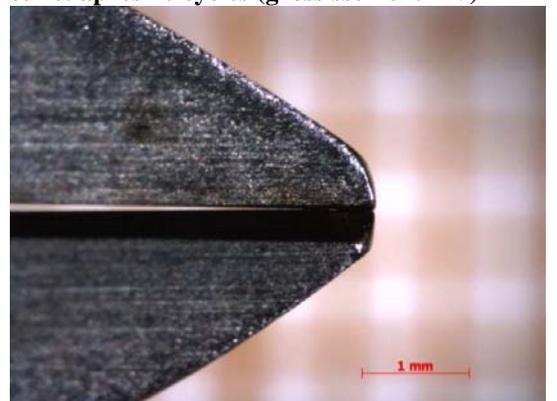
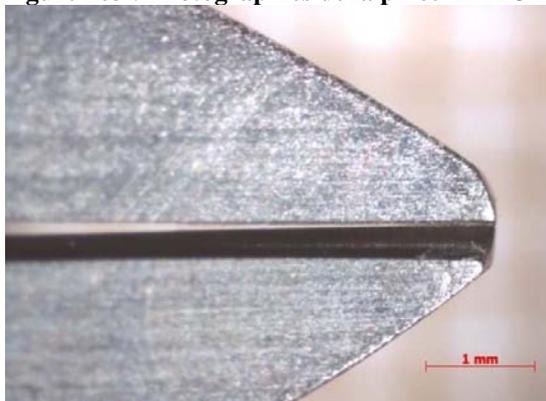
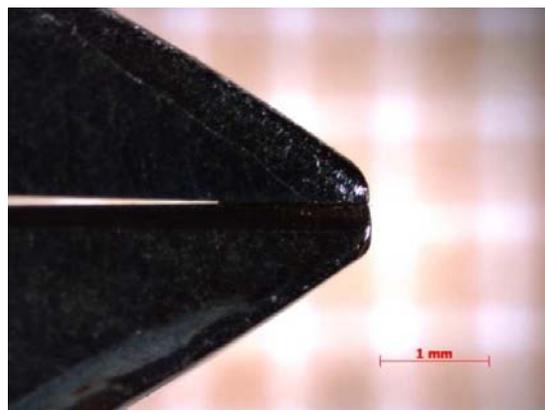
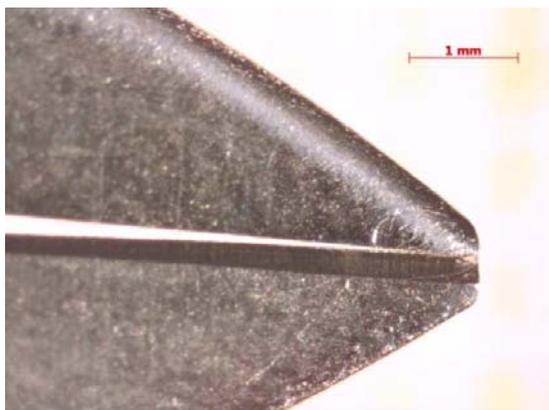
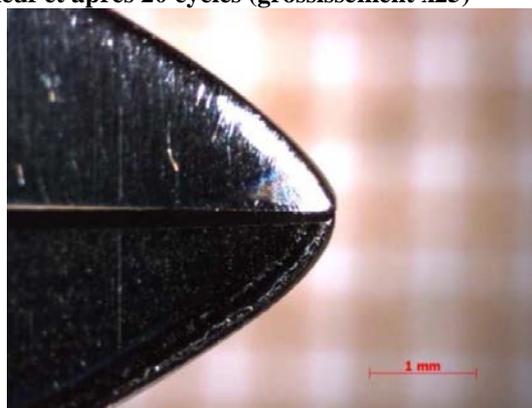


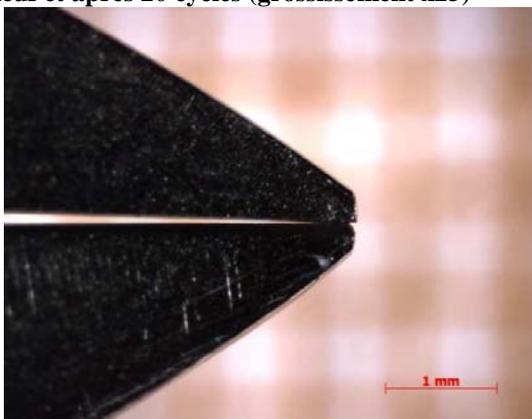
Figure 264 : Photographies de la pince ETM® n°18, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)



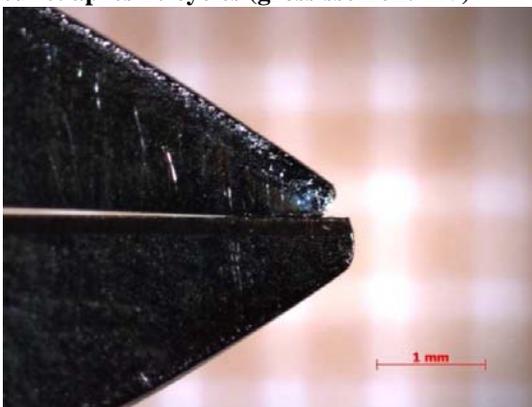
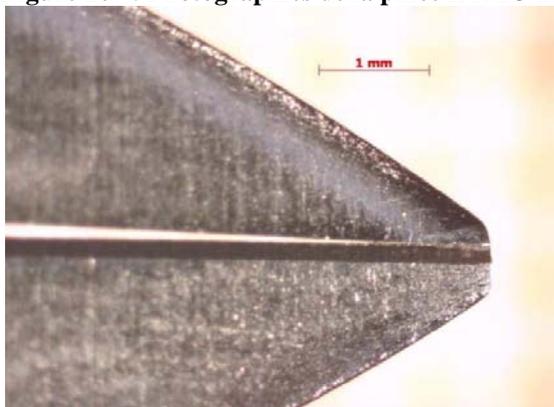
**Figure 265 : Photographies de la pince ETM® n°19, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



**Figure 266 : Photographies de la pince ETM® n°20, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



**Figure 267 : Photographies de la pince ETM® n°21, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



**Figure 268 : Photographies de la pince ETM® n°22, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**

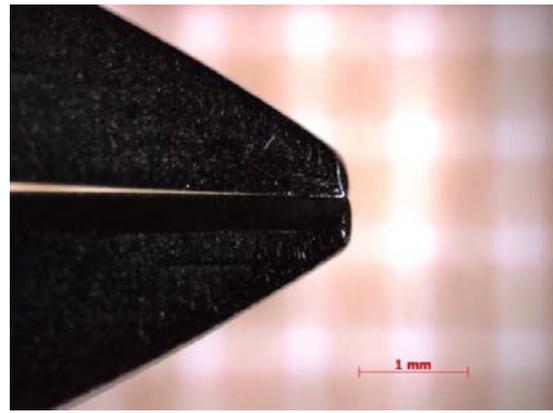
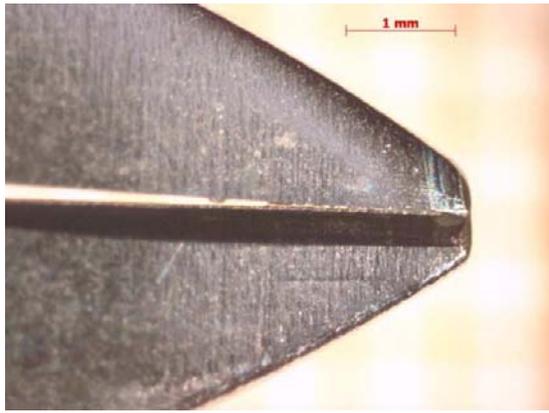


Figure 269 : Photographies de la pince ETM® n°23, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)

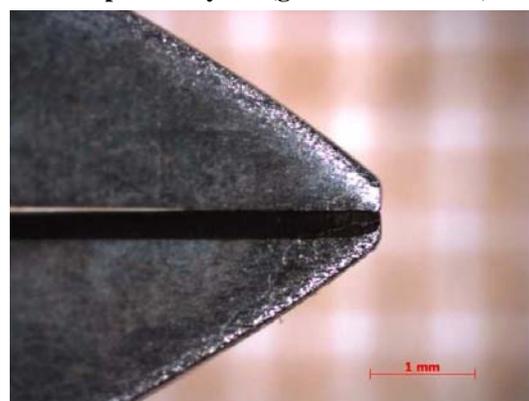
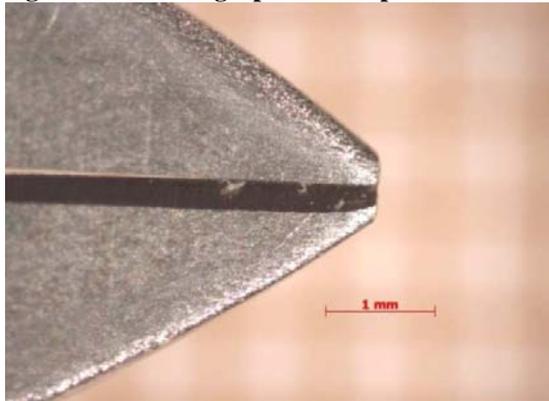


Figure 270 : Photographies de la pince ETM® n°24, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)

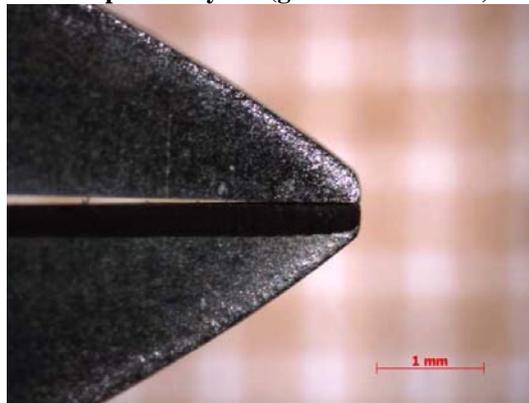
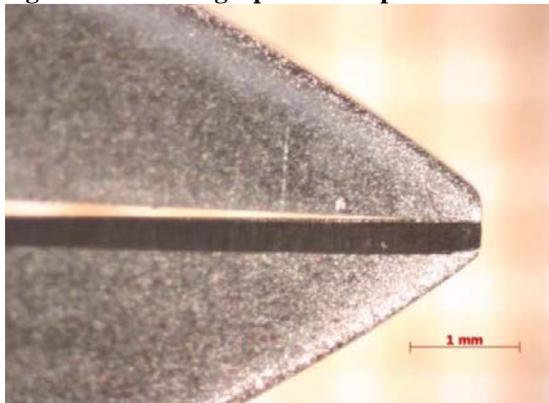


Figure 271 : Photographies de la pince ETM® n°25, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)

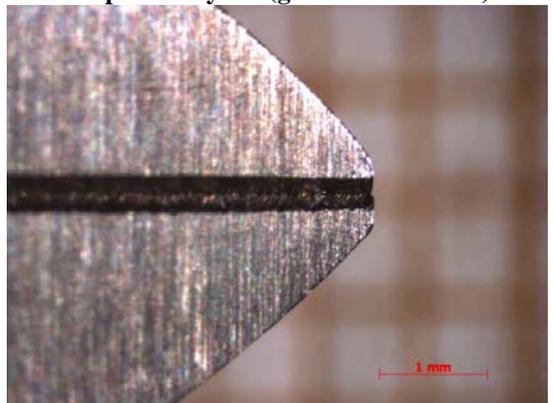
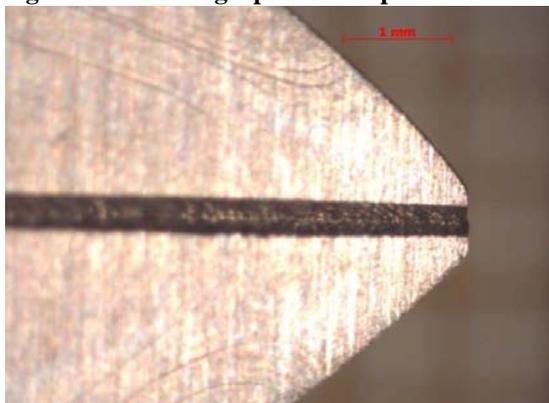


Figure 272 : Photographies de la pince RMO® n°1, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)

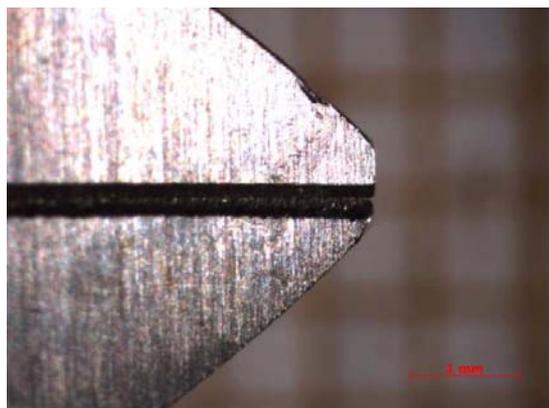
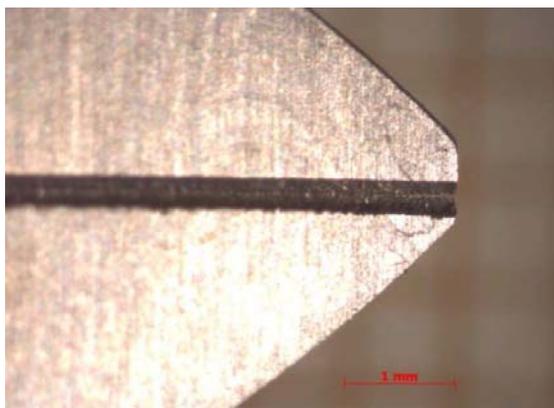


Figure 273 : Photographies de la pince RMO® n°2, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)

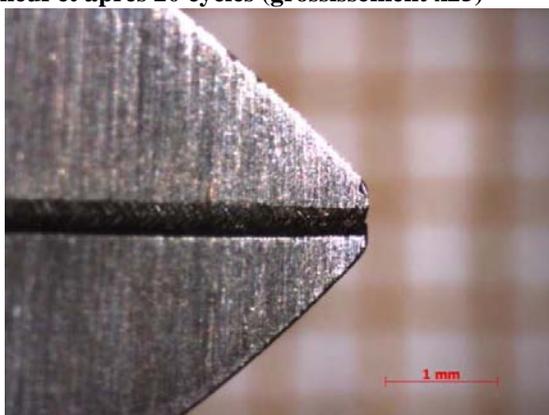
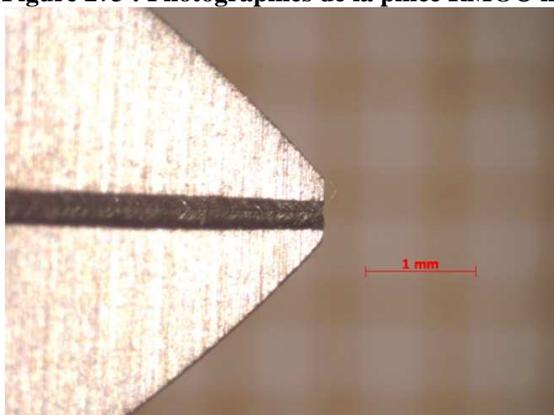


Figure 274 : Photographies de la pince RMO® n°3, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)

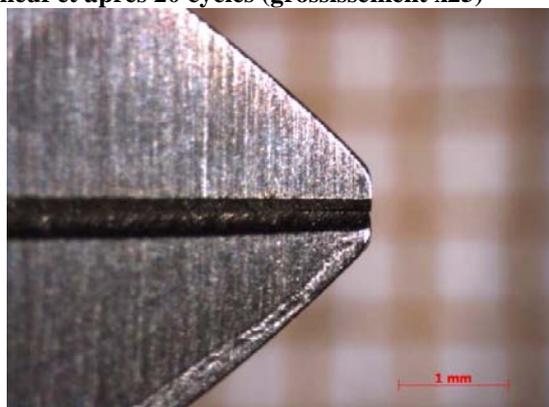
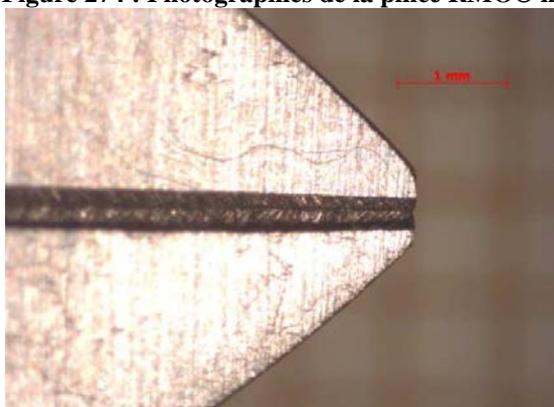


Figure 275 : Photographies de la pince RMO® n°4, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)

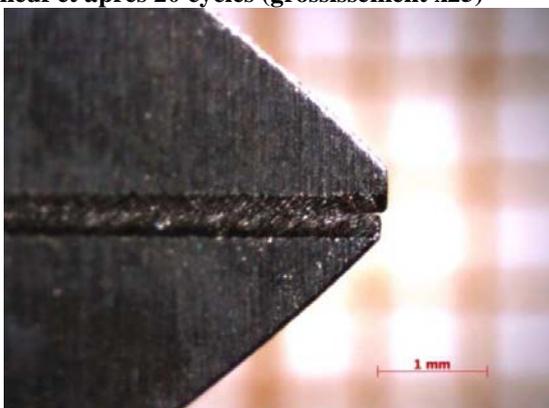
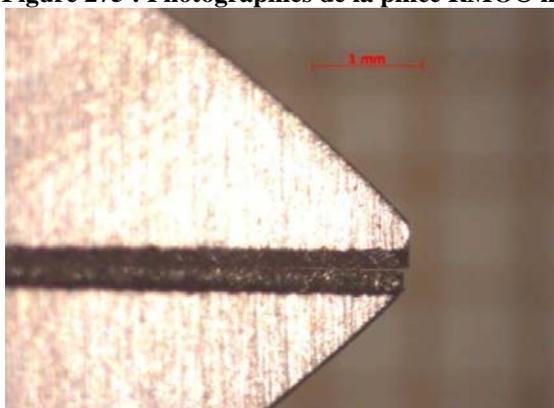
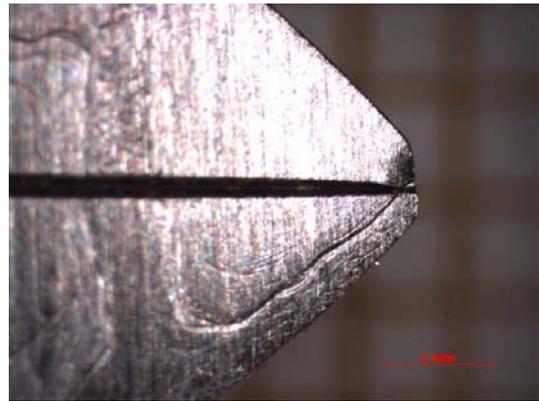
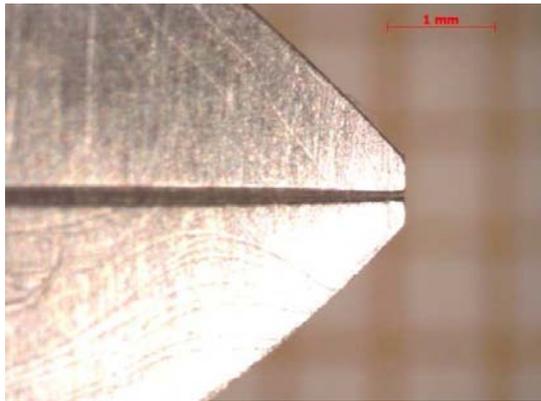
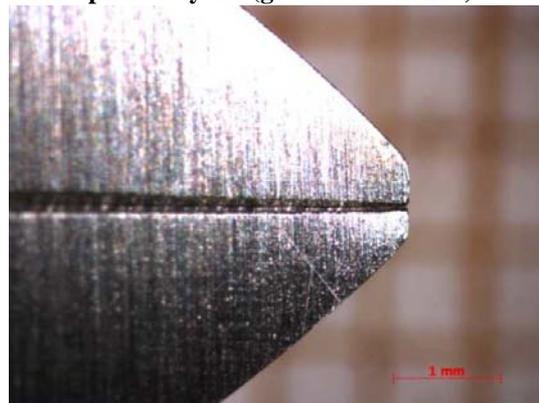
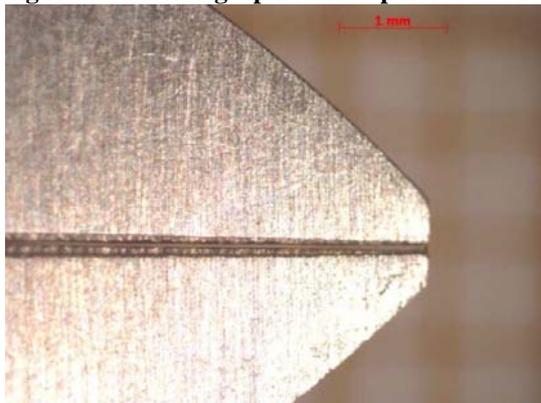


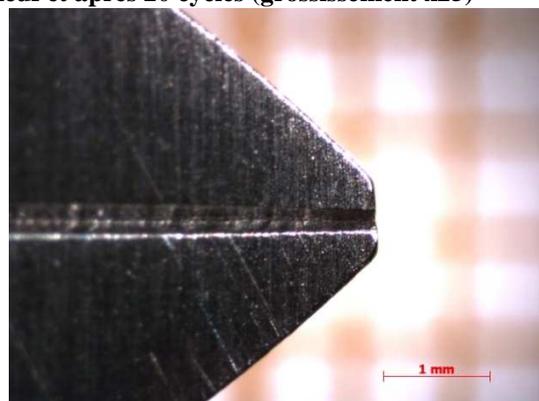
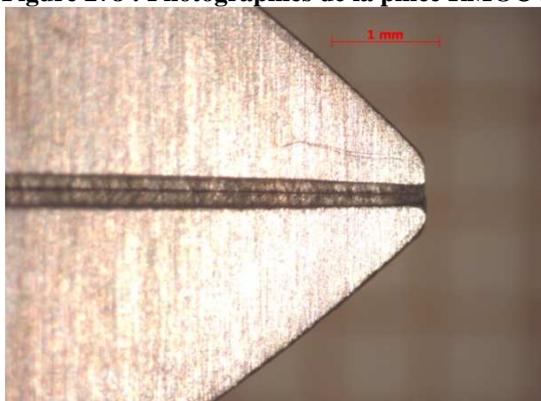
Figure 276 : Photographies de la pince RMO® n°5, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)



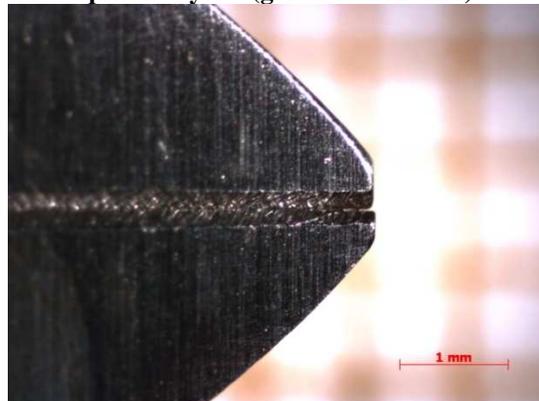
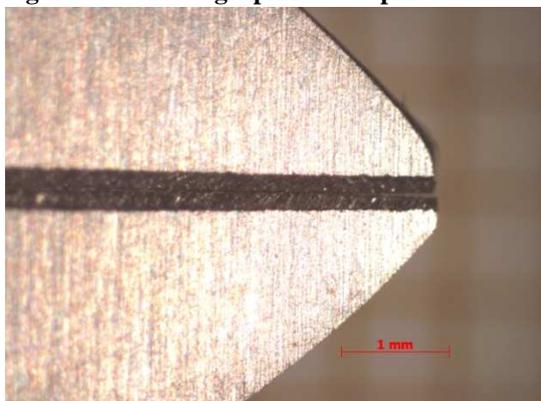
**Figure 277 : Photographies de la pince RMO® n°6, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



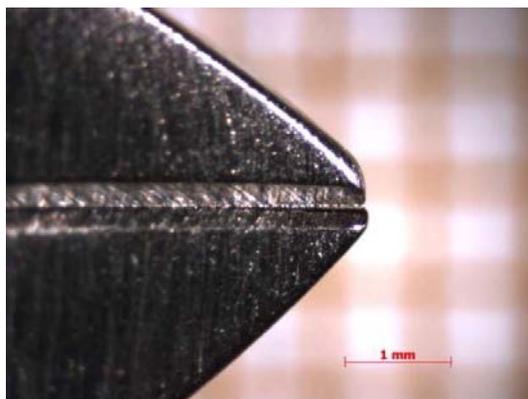
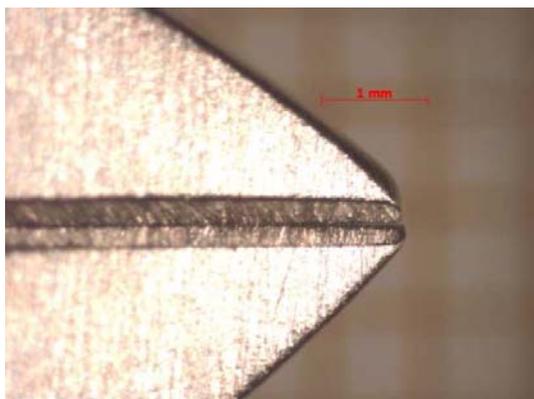
**Figure 278 : Photographies de la pince RMO® n°7, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



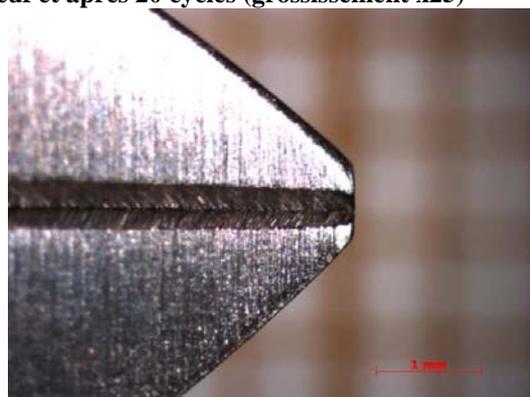
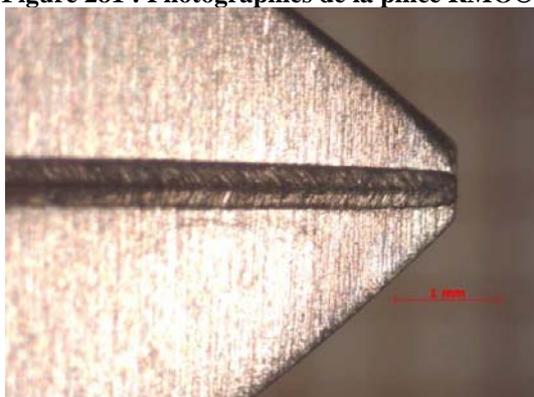
**Figure 279 : Photographies de la pince RMO® n°8, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



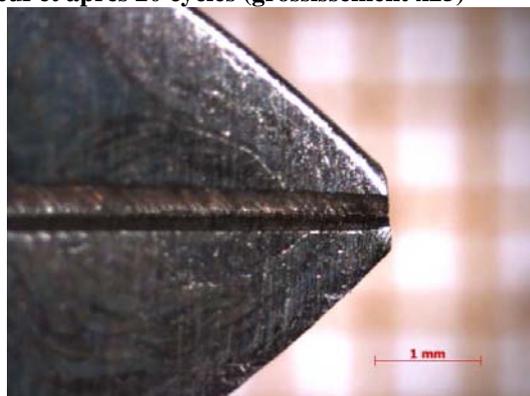
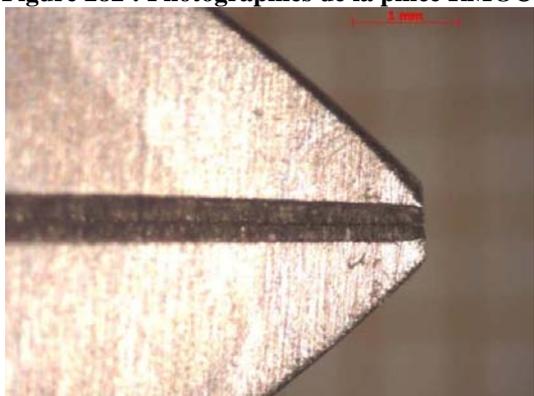
**Figure 280 : Photographies de la pince RMO® n°9, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



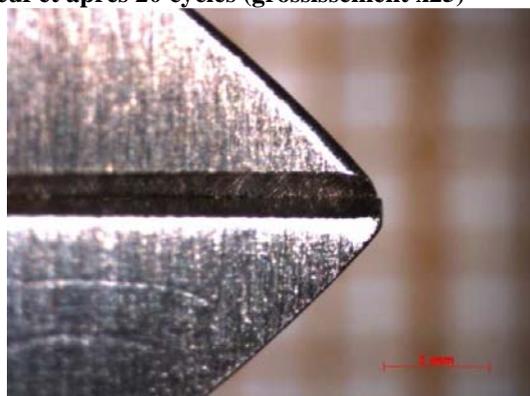
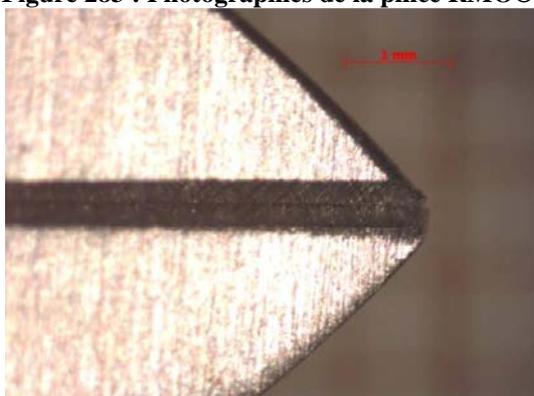
**Figure 281 : Photographies de la pince RMO® n°10, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



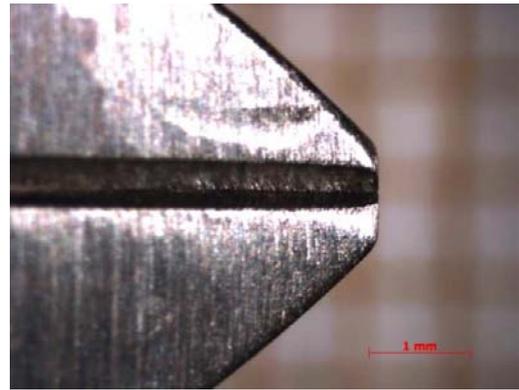
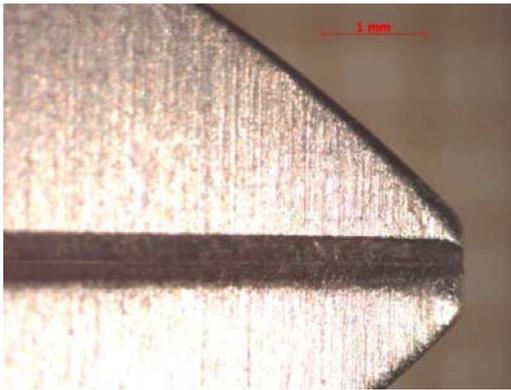
**Figure 282 : Photographies de la pince RMO® n°11, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



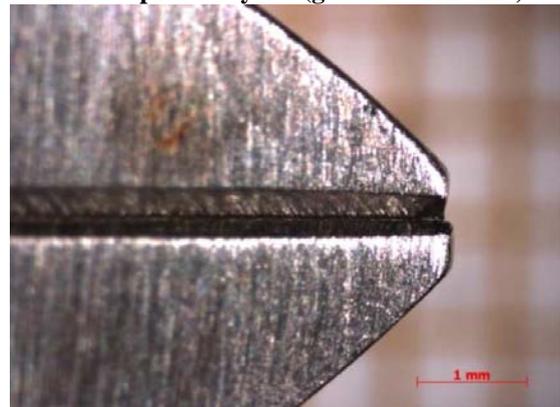
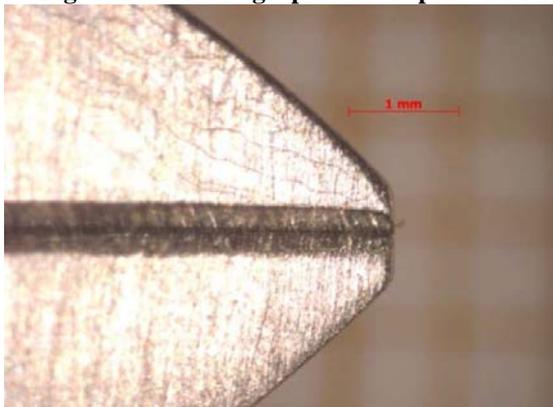
**Figure 283 : Photographies de la pince RMO® n°12, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



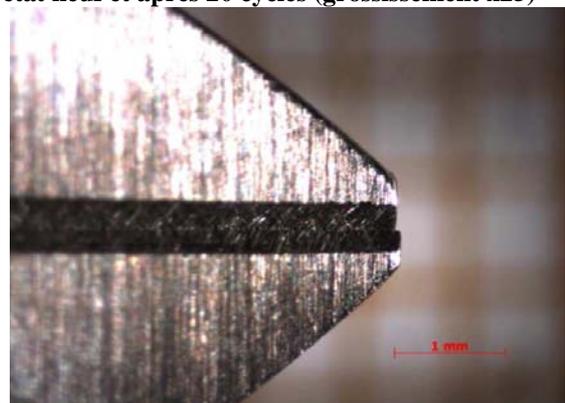
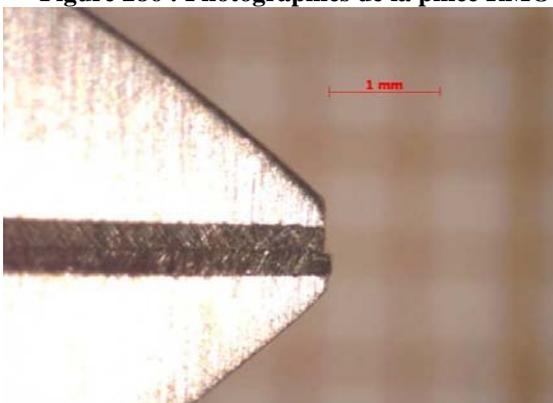
**Figure 284 : Photographies de la pince RMO® n°13, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



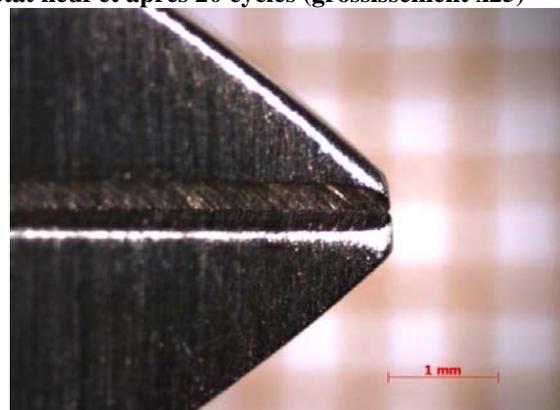
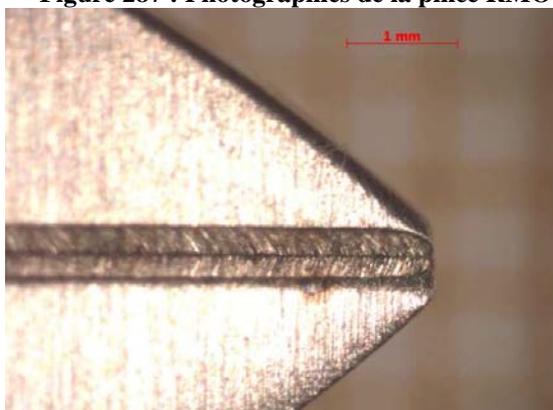
**Figure 285 : Photographies de la pince RMO® n°14, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



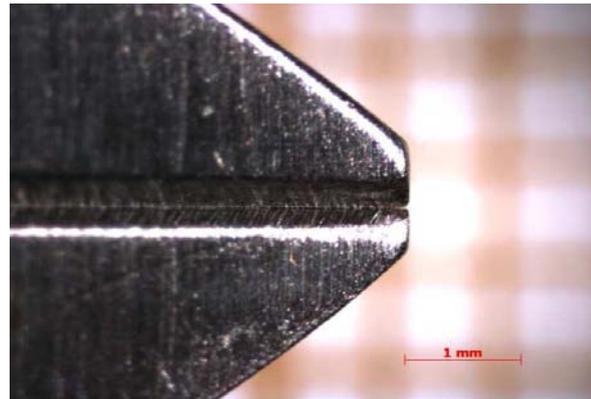
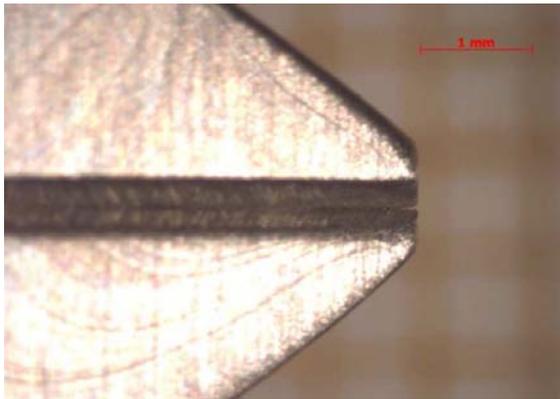
**Figure 286 : Photographies de la pince RMO® n°15, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



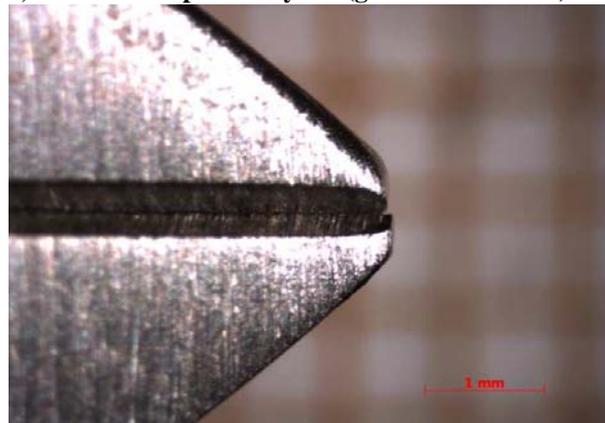
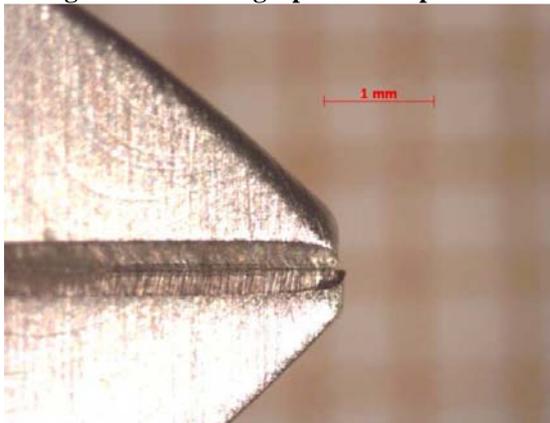
**Figure 287 : Photographies de la pince RMO® n°16, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



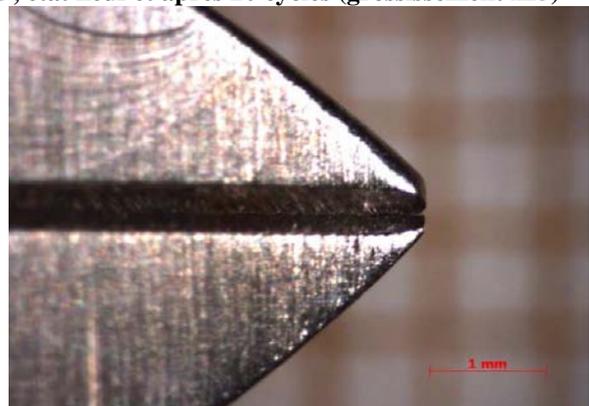
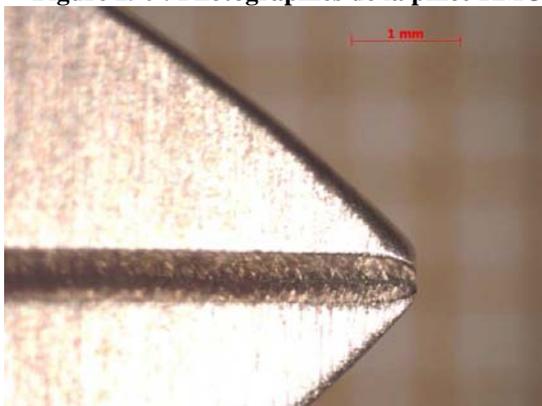
**Figure 288 : Photographies de la pince RMO® n°17, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



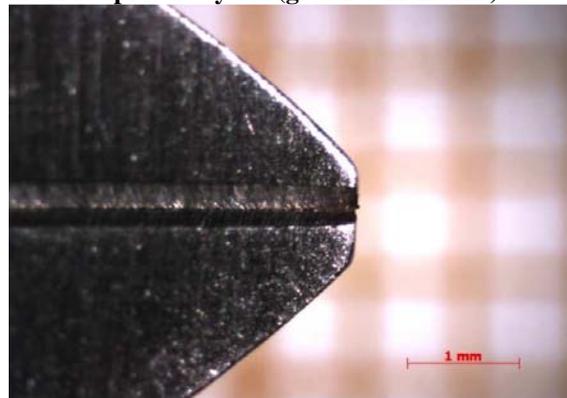
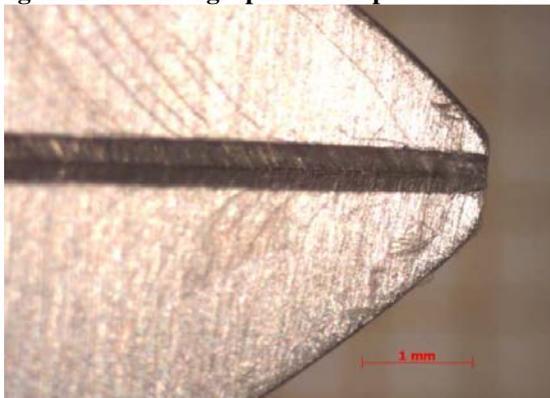
**Figure 289 : Photographies de la pince RMO® n°18, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



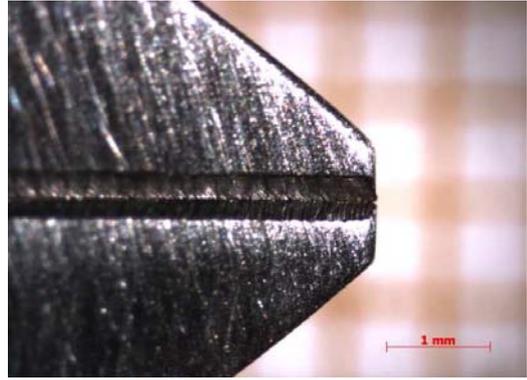
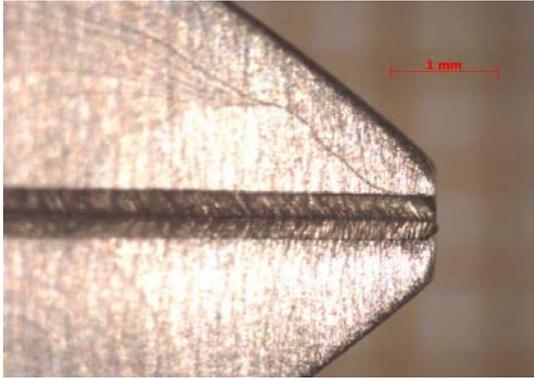
**Figure 290 : Photographies de la pince RMO® n°19, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



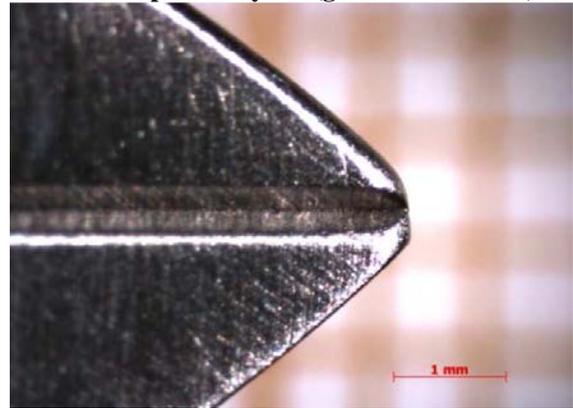
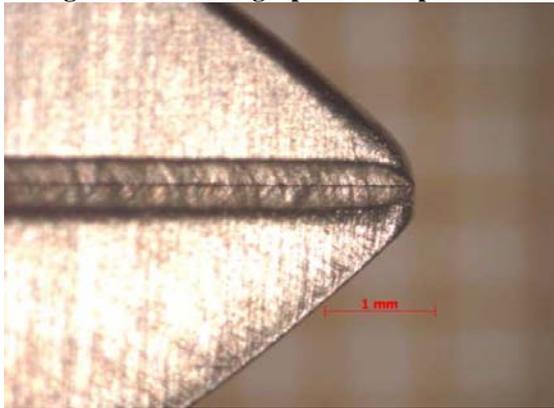
**Figure 291 : Photographies de la pince RMO® n°20, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



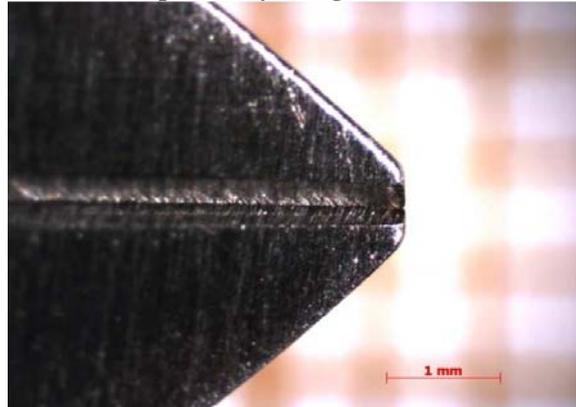
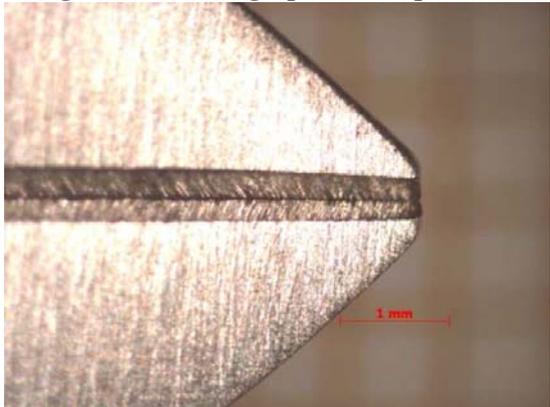
**Figure 292 : Photographies de la pince RMO® n°21, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



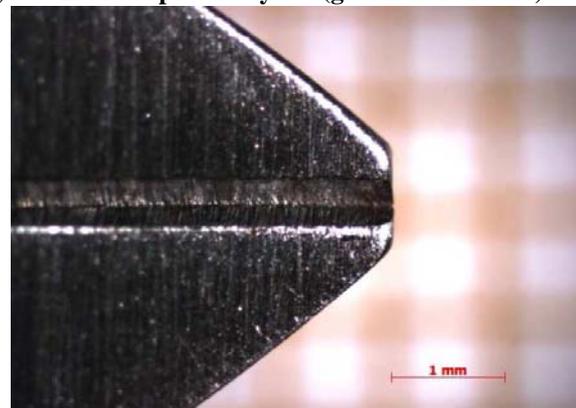
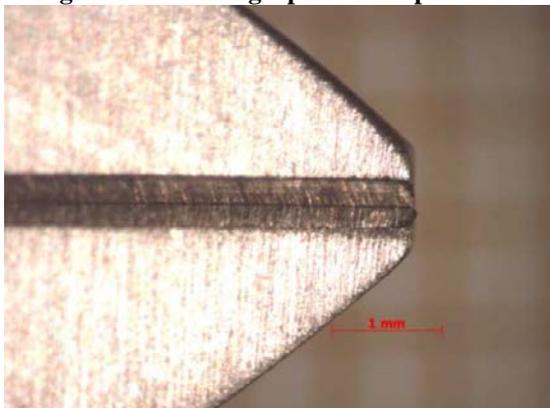
**Figure 293 : Photographies de la pince RMO® n°22, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



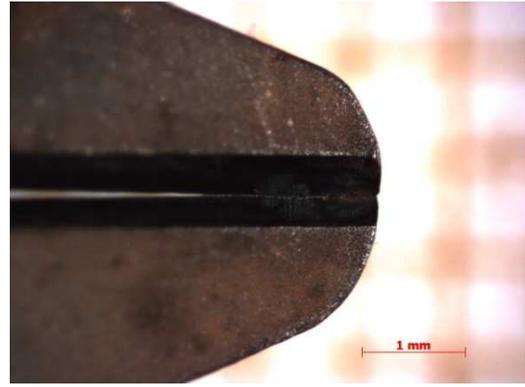
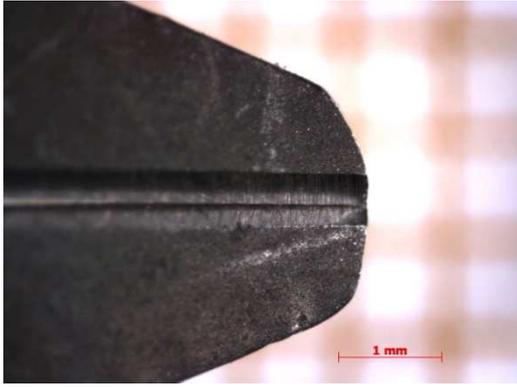
**Figure 294 : Photographies de la pince RMO® n°23, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



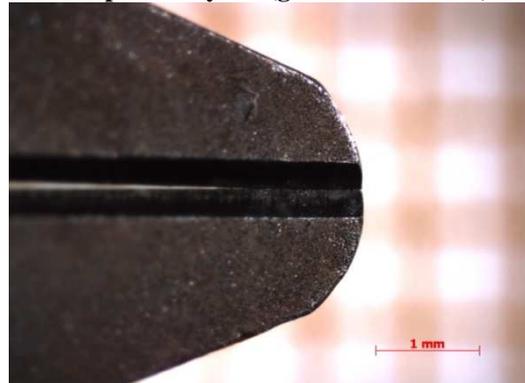
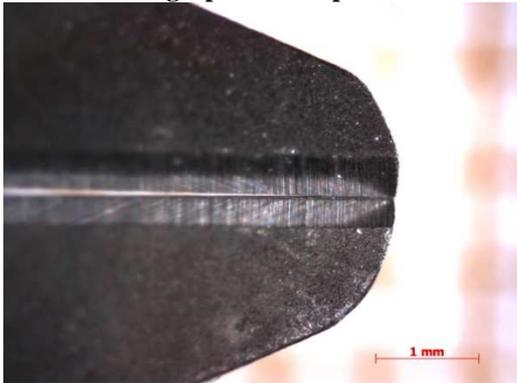
**Figure 295 : Photographies de la pince RMO® n°24, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



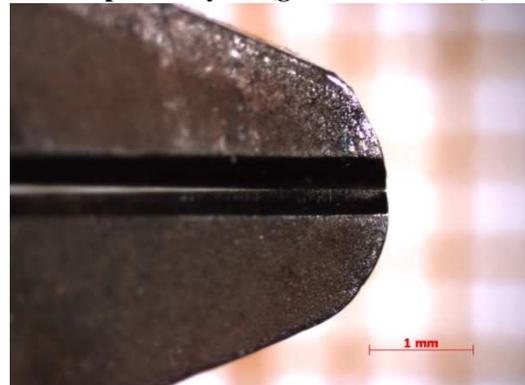
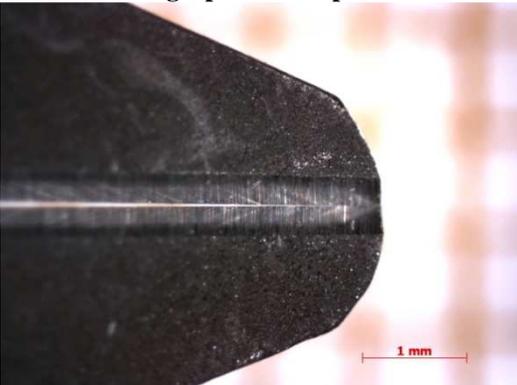
**Figure 296 : Photographies de la pince RMO® n°25, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



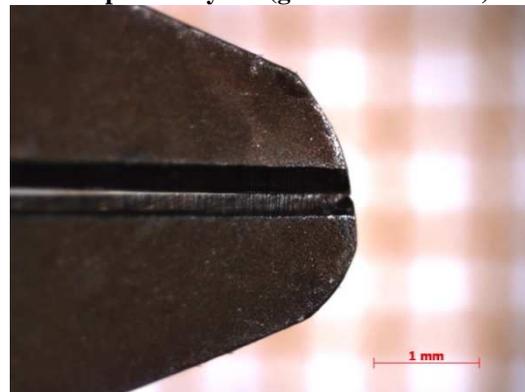
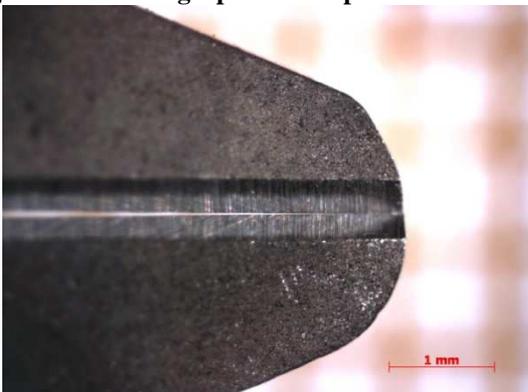
**Figure 297 : Photographies de la pince Facom® n°1, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



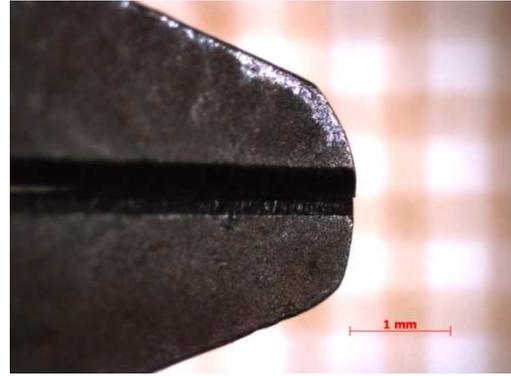
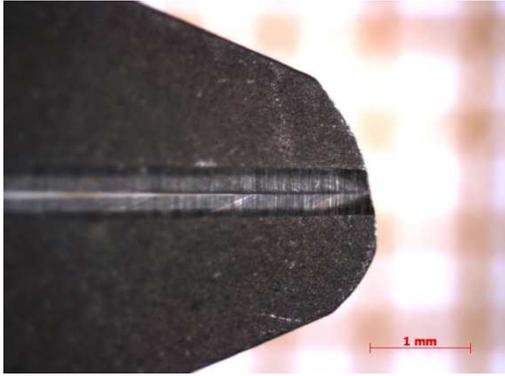
**Figure 298 : Photographies de la pince Facom® n°2, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



**Figure 299 : Photographies de la pince Facom® n°3, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



**Figure 300 : Photographies de la pince Facom® n°4, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**



**Figure 301 : Photographies de la pince Facom® n°5, état neuf et après 20 cycles (grossissement x25)**

## TABLE DES ILLUSTRATIONS

FIGURE 1 : VUE AVANT ET APRÈS TRAITEMENT ORTHODONTIQUE .....	10
FIGURE 2 : PLAQUE AMOVIBLE MAXILLAIRE .....	11
FIGURE 3 : APPAREIL MULTI-ATTACHES.....	11
FIGURE 4 : PINCE DE WEINGART .....	11
FIGURE 5 : PINCE DE MATHIEU .....	11
FIGURE 6 : PHOTOGRAPHIE D'UNE PINCE À COUPER LES LIGATURES APRÈS 20 CYCLES DE STÉRILISATION.....	12
FIGURE 7 : LES DIFFÉRENTES ÉTAPES DE LA PIQÛRATION (D'APRÈS BAROUX, 6).....	20
FIGURE 8 : DIAGRAMME D'ÉQUILIBRE TENSION-PH DU SYSTÈME CHROME-EAU, À 25°C (D'APRÈS POURBAIX, 54) .....	24
FIGURE 9 : INFLUENCE DE LA TENEUR EN CHROME SUR LES COURBES ANODIQUES DES ACIERS INOXYDABLES (D'APRÈS COLOMBIE, 21) .....	24
FIGURE 10 : POTENTIEL DE PIQÛRE D'ALLIAGES BINAIRES FE-CR DANS UNE SOLUTION DE NA CL À 0,1M, À 25°C EN FONCTION DE LEUR TENEUR EN CHROME (D'APRÈS POURBAIX, 54) .....	25
FIGURE 11 : INFLUENCE DE LA TENEUR EN MOLYBDÈNE SUR UN ACIER À 13% DE CHROME (D'APRÈS LIZLOVS & BOND, 45).....	25
FIGURE 12 : INFLUENCE DE LA TENEUR EN MOLYBDÈNE SUR LE POTENTIEL DE PIQÛRE D'ALLIAGES FE-13CR ET FE-18CR DANS UNE SOLUTION DE NA CL À 1M, À 25°C (D'APRÈS LIZLOVS & BOND, 45).....	25
FIGURE 13 : INFLUENCE DE DIFFÉRENTS ÉLÉMENTS D'ALLIAGE SUR LE COMPORTEMENT ÉLECTROCHIMIQUE D'UN ACIER (D'APRÈS WEBER, 65) .....	26
FIGURE 14 : INSTRUMENTS UTILISÉS DANS L'ÉTUDE DE CUSTER & ANDERSEN (26) .....	29
FIGURE 15 : VUE DES 6 PINCES SUR L'UN DES SUPPORTS UTILISÉ DANS L'ÉTUDE (D'APRÈS JONES & AL., 40) ....	31
FIGURE 16 : PHOTOGRAPHIE DES PINCES UTILISÉES DANS L'ÉTUDE DE WICHELHAUS & AL. (67) .....	34
FIGURE 17 : ANALYSE CHIMIQUE DE SURFACE AU MEB DU FIL ORTHODONTIQUE NEUF EN ACIER INOXYDABLE (D'APRÈS BENTAHAR, 11) .....	34
FIGURE 18 : ANALYSE CHIMIQUE DE SURFACE AU MEB DU FIL ORTHODONTIQUE NEUF EN NITI, (D'APRÈS BENTAHAR, 11).....	34
FIGURE 19 : VUE DES 3 MARQUES DE PINCES.....	39
FIGURE 20 : SCIE CIRCULAIRE BUEHLER® ISOMET 5000.....	42
FIGURE 21 : DÉCOUPE DES PINCE.....	42
FIGURE 22 : DUROMÈTRE BUEHLER® MICROMET 5104 .....	43
FIGURE 23 : TRACE D'INDENTATION VICKERS DANS LA BRASURE DENTAURUM® .....	44
FIGURE 24 : MICROGRAPHIE OPTIQUE MONTRANT LES GRAINS D'UN ACIER INOXYDABLE FERRITIQUE (D'APRÈS LACOMBE & AL., 42).....	44
FIGURE 25 : PHMÈTRE METROHM®.....	46
FIGURE 26 : SCHÉMA D'UN CHROMATOGRAPHE EN PHASE GAZEUSE.....	47
FIGURE 27 : SPECTROMÈTRE TURBO MASS CLARUS 500 DE PERKIN ELMER® .....	47
FIGURE 28 : VUE DE LA COLONNE DU SPECTROMÈTRE .....	48
FIGURE 29 : BANC DE COUPE .....	49
FIGURE 30 : BANC D'ESSAI ET MÉTHODE DE COUPE DES FILS DE LIGATURE .....	49
FIGURE 31 : PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL D'ÉTUDE DE L'USURE ET DE LA CORROSION DES PINCES À COUPER LES LIGATURES .....	51
FIGURE 32 : LAVEUR-DÉSINFECTEUR HELPEX® T21L.....	52
FIGURE 33 : DIAGRAMME DU CYCLE DE LAVAGE DU LAVEUR-DÉSINFECTEUR HELPEX® T21L.....	52
FIGURE 34 : MISE SOUS SACHET INDIVIDUEL ET FERMETURE PAR SOUDURE.....	53
FIGURE 35 : AUTOCLAVE SCHAERER ECOSTAR® .....	54
FIGURE 36 : LOUPE BINOCULAIRE NUMÉRIQUE ZEISS® .....	54

FIGURE 37 : COURBE INTENSITÉ/POTENTIEL REPRÉSENTANT UN MÉTAL EN SITUATION DE CORROSION (D'APRÈS ROCHAIX, 58) .....	55
FIGURE 38 : SCHÉMA DE MONTAGE PERMETTANT L'ENREGISTREMENT DU POTENTIEL DE CORROSION D'UN ALLIAGE .....	56
FIGURE 39 : VARIATION DU POTENTIEL DE CORROSION AVEC LE TEMPS (D'APRÈS ROCHAIX, 58).....	56
FIGURE 40 : DESCRIPTION DU MONTAGE ÉLECTROCHIMIQUE.....	57
FIGURE 41 : MESURE DU COURANT DE CORROSION PAR EXTRAPOLATION DES DROITES DE TAFEL (D'APRÈS ROCHAIX, 58).....	59
FIGURE 42 : MESURE DU COURANT DE CORROSION PAR LA MÉTHODE DE STERN (D'APRÈS ROCHAIX, 58) .....	59
FIGURE 43 : COURBE INTENSITÉ-POTENTIEL D'UN ALLIAGE PASSIF OU COURBE DE POLARISATION CYCLIQUE (D'APRÈS ROCHAIX, 58) .....	60
FIGURE 44 : DIAGRAMME D'EVANS (D'APRÈS MARCHAL, 46).....	61
FIGURE 45 : SCHÉMA DU MONTAGE POUR COUPLAGE GALVANIQUE .....	61
FIGURE 47 : FOUR À HAUTE FRÉQUENCE.....	63
FIGURE 46 : ELECTRODE DE TRAVAIL .....	63
FIGURE 48 : MONTAGE ÉLECTROCHIMIQUE POUR TESTER LES PINCES DANS LEUR GLOBALITÉ.....	64
FIGURE 49 : PHOTOGRAPHIE DESCRIPTIVE DES ÉLÉMENTS CONSTITUTIFS DES PINCES .....	67
FIGURE 50. MICROGRAPHIE EN COUPE DE LA PINCE DENTAURUM® (MICROSONDE DE CASTAING), LES ANALYSES SONT EXPRIMÉES EN % MASSIQUES. ....	68
FIGURE 51. MICROGRAPHIE EN COUPE DE LA PINCE ETM® (MICROSONDE DE CASTAING), LES ANALYSES SONT EXPRIMÉES EN % MASSIQUES. ....	68
FIGURE 52. MICROGRAPHIE EN COUPE DE LA PINCE RMO® (MICROSONDE DE CASTAING), LES ANALYSES SONT EXPRIMÉES EN % MASSIQUES. ....	69
FIGURE 53 : MICROGRAPHIE EN COUPE DE LA PINCE FACOM® (MICROSONDE DE CASTAING), LES ANALYSES SONT EXPRIMÉES EN % MASSIQUES. ....	69
FIGURE 54 : PINCE FACOM®, RÉFÉRENCE 416.MT .....	70
FIGURE 55 : PHOTOGRAPHIES D'EMPREINTES RÉALISÉES PAR LA PYRAMIDE VICKERS DANS LA BRASURE DENTAURUM® .....	72
FIGURE 56 : MICROGRAPHIES DE L'ÉCHANTILLON DU MANCHE DE LA PINCE DENTAURUM® (MICROSCOPE OPTIQUE, GROSSISSEMENTS X5, X50 ET X100).....	74
FIGURE 57 : MICROGRAPHIES DE L'ÉCHANTILLON DU MANCHE DE LA PINCE ETM® (MICROSCOPE OPTIQUE, GROSSISSEMENTS X5, X50 ET X100).....	75
FIGURE 58 : MICROGRAPHIES DE L'ÉCHANTILLON DU MANCHE DE LA PINCE RMO® (MICROSCOPE OPTIQUE, GROSSISSEMENT X5, X50 ET X100) .....	75
FIGURE 59 : SPECTRES DE DIFFRACTION OBTENUS POUR LES MANCHES DES PINCES DENTAURUM®, ETM® ET RMO® (DIFFRACTOMÈTRE X PERT PRO AVEC RAYONNEMENT CUIVRE KA 1,54051Å) .....	76
FIGURE 60 : EVOLUTION DE LA MASSE MOYENNE DES PINCES DENTAURUM®, ETM® ET RMO® AU FUR ET À MESURE DES CYCLES .....	77
FIGURE 61 : MASSE MOYENNE DES PINCES (EN G).....	77
FIGURE 62 : FORMULE DE LA CHLORHEXIDINE (D'APRÈS FLEURETTE & AL., 32).....	83
FIGURE 63 : CHROMATOGRAMME D'AMPHOLYSINE PLUS®, ENREGISTREMENT DU NOMBRE DE COUPS EN UNITÉS ARBITRAIRES, EN FONCTION DU TEMPS.....	85
FIGURE 64 : CHROMATOGRAMME D'ELUSEPT®, ENREGISTREMENT DU NOMBRE DE COUPS EN UNITÉS ARBITRAIRES, EN FONCTION DU TEMPS .....	86
FIGURE 65 : CHROMATOGRAMME DE DY SEPTI®, ENREGISTREMENT DU NOMBRE DE COUPS EN UNITÉS ARBITRAIRES, EN FONCTION DU TEMPS .....	(*) : 86
BISPHÉNYLMÉTHYLDIMÉTHYLÉTHANEDIAMINE .....	

FIGURE 66 : CHROMATOGRAMME DE PRÉDOLYSE <sup>®</sup> , ENREGISTREMENT DU NOMBRE DE COUPS EN UNITÉS ARBITRAIRES, EN FONCTION DU TEMPS .....	87
FIGURE 67 : CHROMATOGRAMME DE DENTASEPT ULTRA <sup>®</sup> , ENREGISTREMENT DU NOMBRE DE COUPS EN UNITÉS ARBITRAIRES, EN FONCTION DU TEMPS.....	88
FIGURE 68 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION ( $E_{CORR}$ ) EN FONCTION DU TEMPS POUR LE MANCHE DENTAURUM <sup>®</sup> DANS LES DIFFÉRENTS PRODUITS DE PRÉDÉSINFECTION.....	92
FIGURE 69 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION ( $R_p$ ) DU MANCHE DENTAURUM <sup>®</sup> DANS LES DIFFÉRENTS PRODUITS DE PRÉDÉSINFECTION .....	93
FIGURE 70 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL ( $I_{CORR}$ ) POUR LE MANCHE DENTAURUM <sup>®</sup> .....	94
FIGURE 71 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LES DIFFÉRENTES PARTIES DENTAURUM <sup>®</sup> IMMERGÉES DANS AMPHOLYSINE PLUS <sup>®</sup> .....	96
FIGURE 72 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LES DIFFÉRENTES PARTIES ETM <sup>®</sup> IMMERGÉES DANS AMPHOLYSINE PLUS <sup>®</sup> .....	96
FIGURE 73 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LES DIFFÉRENTES PARTIES RMO <sup>®</sup> IMMERGÉES DANS AMPHOLYSINE PLUS <sup>®</sup> .....	96
FIGURE 74 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LES DIFFÉRENTES PARTIES DENTAURUM <sup>®</sup> IMMERGÉES DANS ELUSEPT <sup>®</sup> .....	98
FIGURE 75 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LES DIFFÉRENTES PARTIES ETM <sup>®</sup> IMMERGÉES DANS ELUSEPT <sup>®</sup> .....	98
FIGURE 76 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LES DIFFÉRENTES PARTIES RMO <sup>®</sup> IMMERGÉES DANS ELUSEPT <sup>®</sup> .....	99
FIGURE 77 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LES DIFFÉRENTES PARTIES DENTAURUM <sup>®</sup> IMMERGÉES DANS DY SEPTI <sup>®</sup> .....	101
FIGURE 78 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LES DIFFÉRENTES PARTIES ETM <sup>®</sup> IMMERGÉES DANS DY SEPTI <sup>®</sup> .....	101
FIGURE 79 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LES DIFFÉRENTES PARTIES RMO <sup>®</sup> IMMERGÉES DANS DY SEPTI <sup>®</sup> .....	101
FIGURE 80 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LES DIFFÉRENTES PARTIES DENTAURUM <sup>®</sup> IMMERGÉES DANS PRÉDOLYSE <sup>®</sup> .....	103
FIGURE 81 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LES DIFFÉRENTES PARTIES ETM <sup>®</sup> IMMERGÉES DANS PRÉDOLYSE <sup>®</sup> .....	103
FIGURE 82 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LES DIFFÉRENTES PARTIES RMO <sup>®</sup> IMMERGÉES DANS PRÉDOLYSE <sup>®</sup> .....	104
FIGURE 83 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LES DIFFÉRENTES PARTIES DENTAURUM <sup>®</sup> IMMERGÉES DANS DENTASEPT ULTRA <sup>®</sup> .....	106
FIGURE 84 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LES DIFFÉRENTES PARTIES ETM <sup>®</sup> IMMERGÉES DANS DENTASEPT ULTRA <sup>®</sup> .....	106
FIGURE 85 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LES DIFFÉRENTES PARTIES RMO <sup>®</sup> IMMERGÉES DANS DENTASEPT ULTRA <sup>®</sup> .....	106
FIGURE 86 : COUPLAGES GALVANIQUES POUR LA PINCE DENTAURUM <sup>®</sup> .....	109
FIGURE 87: COUPLAGES GALVANIQUES POUR LA PINCE RMO <sup>®</sup> .....	110
FIGURE 88: COUPLAGES GALVANIQUES POUR LA PINCE ETM <sup>®</sup> .....	111
FIGURE 89 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION EN FONCTION DU TEMPS ET AU FUR ET À MESURE DES CYCLES POUR LA PINCE DENTAURUM <sup>®</sup> DANS AMPHOLYSINE PLUS <sup>®</sup> .....	114
FIGURE 90 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION AU FUR ET À MESURE DES CYCLES POUR AMPHOLYSINE PLUS <sup>®</sup> .....	115
FIGURE 91 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION AU FUR ET À MESURE DES CYCLES POUR ELUSEPT <sup>®</sup> .....	116
FIGURE 92 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION AU FUR ET À MESURE DES CYCLES POUR DY SEPTI <sup>®</sup> .....	116

FIGURE 93 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION AU FUR ET À MESURE DES CYCLES POUR PRÉDOLYSE®.....	117
FIGURE 94 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION AU FUR ET À MESURE DES CYCLES POUR DENTASEPT ULTRA® .....	118
FIGURE 95 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION POUR LES PINCES DENTAURUM® EN FONCTION DES PRODUITS DE PRÉDÉSINFECTION .....	118
FIGURE 96 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION POUR LES PINCES ETM® EN FONCTION DES PRODUITS DE PRÉDÉSINFECTION .....	119
FIGURE 97 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION POUR LES PINCES RMO® EN FONCTION DES PRODUITS DE PRÉDÉSINFECTION .....	120
FIGURE 98 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION AU FUR ET À MESURE DES CYCLES DANS AMPHOLYSINE PLUS® .....	121
FIGURE 99 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION AU FUR ET À MESURE DES CYCLES DANS ELUSEPT® ..	122
FIGURE 100 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION AU FUR ET À MESURE DES CYCLES DANS DY SEPTI®	123
FIGURE 101 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION AU FUR ET À MESURE DES CYCLES DANS PRÉDOLYSE® .....	124
FIGURE 102 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION AU FUR ET À MESURE DES CYCLES DANS DENTASEPT ULTRA® .....	124
FIGURE 103 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION POUR LES PINCES DENTAURUM® EN FONCTION DES PRODUITS DE PRÉDÉSINFECTION .....	125
FIGURE 104 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION POUR LES PINCES ETM® EN FONCTION DES PRODUITS DE PRÉDÉSINFECTION.....	126
FIGURE 105 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION POUR LES PINCES RMO® EN FONCTION DES PRODUITS DE PRÉDÉSINFECTION.....	126
FIGURE 106 : PHOTOGRAPHIE DE L'ÉTAT INITIAL DE LA PINCE DENTAURUM® N° 24 (GROSSISSEMENT X50)...	129
FIGURE 107 : PHOTOGRAPHIE DE L'ÉTAT INITIAL DE LA PINCE ETM® N°6 (GROSSISSEMENT X50) .....	130
FIGURE 108 : PHOTOGRAPHIE DE L'ÉTAT INITIAL DE LA PINCE ETM® N°16 (GROSSISSEMENT X50) .....	130
FIGURE 109 : PHOTOGRAPHIE DE L'ÉTAT INITIAL DE LA PINCE ETM® N°10 (GROSSISSEMENT X50).....	130
FIGURE 110 : PHOTOGRAPHIE DE L'ÉTAT INITIAL DE LA PINCE ETM® N°19 (GROSSISSEMENT X50) .....	130
FIGURE 111 : PHOTOGRAPHIE DE L'ÉTAT INITIAL DE LA PINCE ETM® N° 20 (GROSSISSEMENT X50) .....	131
FIGURE 112 : PHOTOGRAPHIE DE L'ÉTAT INITIAL DE LA PINCE RMO® N°15 (GROSSISSEMENT X50) .....	131
FIGURE 113 : PHOTOGRAPHIE DE L'ÉTAT INITIAL DE LA PINCE RMO® N°19 (GROSSISSEMENT X50) .....	131
FIGURE 114 : PHOTOGRAPHIE DE L'ÉTAT INITIAL DE LA PINCE FACOM® N°5 (GROSSISSEMENT X50) .....	132
FIGURE 115 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE DENTAURUM® N°10, INITIALE ET APRÈS 20 CYCLES.....	133
FIGURE 116 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE DENTAURUM® N°15, INITIALE ET APRÈS 20 CYCLES.....	133
FIGURE 117 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE DENTAURUM® N°21, INITIALE ET APRÈS 20 CYCLES.....	134
FIGURE 118 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE ETM® N°11, INITIALE ET APRÈS 20 CYCLES .....	134
FIGURE 119 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE ETM® N°3, INITIALE ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X50)	135
FIGURE 120 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE RMO® N°19, INITIALE ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X50) .....	135
FIGURE 121 : PHOTOGRAPHIE DE LA PINCE RMO® N°15 APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X50).....	136
FIGURE 122 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE FACOM® N°1 APRÈS 20 CYCLES (A : GROSSISSEMENT X25, B : GROSSISSEMENT X50, C : GROSSISSEMENT X6,5) .....	136
FIGURE 123 : PHOTOGRAPHIE DE MEB D'UNE PINCE ETM®, GROSSISSEMENT X500 (D'APRÈS GEORGE, 36) ...	140
FIGURE 124 : VARIATIONS LOGARITHMIQUES DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION ( $R_p$ EN $K\Omega.CM^2$ ) EN FONCTION DU PH POUR LES DIFFÉRENTES PARTIES DE LA PINCE DENTAURUM® .....	143
FIGURE 125 : VARIATIONS LOGARITHMIQUES DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION ( $R_p$ EN $K\Omega.CM^2$ ) EN FONCTION DU PH POUR LES DIFFÉRENTES PARTIES DE LA PINCE ETM® .....	143

FIGURE 126 : VARIATIONS DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION ( $R_p$ EN $K\Omega.CM^2$ ) EN FONCTION DU PH POUR LES DIFFÉRENTES PARTIES DE LA PINCE RMO® .....	143
FIGURE 127 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION ( $E_{CORR}$ EN MV) AU FUR ET À MESURE DES CYCLES POUR LA PINCE ETM® N°1, IMMERGÉE DANS AMPHOLYSINE PLUS® ET PHOTOGRAPHIE DE LA PINCE PRISE AU 23 <sup>E</sup> CYCLE AU MICROSCOPE OPTIQUE, GROSSISSEMENT X50.....	146
FIGURE 128 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION ( $R_p$ EN $K\Omega$ ) AU FUR ET À MESURE DES CYCLES POUR LA PINCE ETM® N°1, IMMERGÉE DANS AMPHOLYSINE PLUS® .....	146
FIGURE 129 : EVOLUTION DE LA MASSE DE CHAQUE PINCE DENTAURUM® (EN G) .....	161
FIGURE 130 : EVOLUTION DE LA MASSE DE CHAQUE PINCE ETM® (EN G) .....	161
FIGURE 131 : EVOLUTION DE LA MASSE DE CHAQUE PINCE RMO® (EN G) .....	162
FIGURE 132 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION EN FONCTION DU TEMPS POUR LA PLAQUETTE DENTAURUM® .....	166
FIGURE 133 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION EN FONCTION DU TEMPS POUR LE MANCHE DENTAURUM® .....	166
FIGURE 134 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION EN FONCTION DU TEMPS POUR LA SOUDURE DENTAURUM® ET RMO® .....	167
FIGURE 135 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION EN FONCTION DU TEMPS POUR LA PLAQUETTE ETM® .....	167
FIGURE 136 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION EN FONCTION DU TEMPS POUR LE MANCHE ETM® .....	167
FIGURE 137 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION EN FONCTION DU TEMPS POUR LA SOUDURE ETM® .....	168
FIGURE 138 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION EN FONCTION DU TEMPS POUR LE CHROME ETM® .....	168
FIGURE 139 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION EN FONCTION DU TEMPS POUR LA PLAQUETTE RMO® .....	168
FIGURE 140 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION EN FONCTION DU TEMPS POUR LE MANCHE RMO® .....	169
FIGURE 141 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION EN FONCTION DU TEMPS POUR LA PINCE DENTAURUM® DANS AMPHOLYSINE PLUS® .....	169
FIGURE 142 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION EN FONCTION DU TEMPS POUR LA PINCE DENTAURUM® DANS ELUSEPT® .....	170
FIGURE 143 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION EN FONCTION DU TEMPS POUR LA PINCE DENTAURUM® DANS DY SEPTI® .....	170
FIGURE 144 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION EN FONCTION DU TEMPS POUR LA PINCE DENTAURUM® DANS PRÉDOLYSE® .....	170
FIGURE 145 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION EN FONCTION DU TEMPS POUR LA PINCE DENTAURUM® DANS DENTASEPT ULTRA® .....	171
FIGURE 146 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION EN FONCTION DU TEMPS POUR LA PINCE ETM® DANS AMPHOLYSINE PLUS® .....	171
FIGURE 147 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION EN FONCTION DU TEMPS POUR LA PINCE ETM® DANS ELUSEPT® .....	171
FIGURE 148 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION EN FONCTION DU TEMPS POUR LA PINCE ETM® DANS DY SEPTI® .....	172
FIGURE 149 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION EN FONCTION DU TEMPS POUR LA PINCE ETM® DANS PRÉDOLYSE® .....	172
FIGURE 150 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION EN FONCTION DU TEMPS POUR LA PINCE ETM® DANS DENTASEPT ULTRA® .....	172
FIGURE 151 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION EN FONCTION DU TEMPS POUR LA PINCE RMO® DANS AMPHOLYSINE PLUS® .....	173
FIGURE 152 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION EN FONCTION DU TEMPS POUR LA PINCE RMO® DANS ELUSEPT® .....	173
FIGURE 153 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION EN FONCTION DU TEMPS POUR LA PINCE RMO® DANS DY SEPTI® .....	173

FIGURE 154 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION EN FONCTION DU TEMPS POUR LA PINCE RMO® DANS PRÉDOLYSE® .....	174
FIGURE 155 : SUIVI DU POTENTIEL DE CORROSION EN FONCTION DU TEMPS POUR LA PINCE RMO® DANS DENTASEPT ULTRA® .....	174
FIGURE 156 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION EN FONCTION DU TEMPS POUR LES PINCES DENTAURUM® DANS AMPHOLYSINE PLUS® .....	175
FIGURE 157 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION EN FONCTION DU TEMPS POUR LES PINCES DENTAURUM® DANS ELUSEPT® .....	175
FIGURE 158 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION EN FONCTION DU TEMPS POUR LES PINCES DENTAURUM® DANS DY SEPTI® .....	175
FIGURE 159 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION EN FONCTION DU TEMPS POUR LES PINCES DENTAURUM® DANS PRÉDOLYSE® .....	176
FIGURE 160 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION EN FONCTION DU TEMPS POUR LES PINCES DENTAURUM® DANS DENTASEPT ULTRA® .....	176
FIGURE 161 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION EN FONCTION DU TEMPS POUR LES PINCES ETM® DANS AMPHOLYSINE PLUS® .....	176
FIGURE 162 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION EN FONCTION DU TEMPS POUR LES PINCES ETM® DANS ELUSEPT® .....	177
FIGURE 163 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION EN FONCTION DU TEMPS POUR LES PINCES ETM® DANS DY SEPTI® .....	177
FIGURE 164 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION EN FONCTION DU TEMPS POUR LES PINCES ETM® DANS PRÉDOLYSE® .....	177
FIGURE 165 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION EN FONCTION DU TEMPS POUR LES PINCES ETM® DANS DENTASEPT ULTRA® .....	178
FIGURE 166 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION EN FONCTION DU TEMPS POUR LES PINCES RMO® DANS AMPHOLYSINE PLUS® .....	178
FIGURE 167 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION EN FONCTION DU TEMPS POUR LES PINCES RMO® DANS ELUSEPT® .....	178
FIGURE 168 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION EN FONCTION DU TEMPS POUR LES PINCES RMO® DANS DY SEPTI® .....	179
FIGURE 169 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION EN FONCTION DU TEMPS POUR LES PINCES RMO® DANS PRÉDOLYSE® .....	179
FIGURE 170 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION EN FONCTION DU TEMPS POUR LES PINCES RMO® DANS DENTASEPT ULTRA® .....	179
FIGURE 171 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION EN FONCTION DU TEMPS POUR LA PLAQUETTE DENTAURUM® DANS LES DIFFÉRENTS PRODUITS DE PRÉDÉSINFECTION .....	180
FIGURE 172 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION EN FONCTION DU TEMPS POUR LE MANCHE DENTAURUM® DANS LES DIFFÉRENTS PRODUITS DE PRÉDÉSINFECTION .....	180
FIGURE 173 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION EN FONCTION DU TEMPS POUR LA BRASURE DENTAURUM® ET RMO® DANS LES DIFFÉRENTS PRODUITS DE PRÉDÉSINFECTION .....	180
FIGURE 174 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION EN FONCTION DU TEMPS POUR LA PLAQUETTE ETM® DANS LES DIFFÉRENTS PRODUITS DE PRÉDÉSINFECTION .....	181
FIGURE 175 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION POUR LE MANCHE ETM® EN FONCTION DES DIFFÉRENTS PRODUITS DE PRÉDÉSINFECTION .....	181
FIGURE 176 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION POUR LA SOUDURE ETM® DANS LES DIFFÉRENTS PRODUITS DE PRÉDÉSINFECTION .....	181
FIGURE 177 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION DE LA COUCHE DE CHROME PÉRIPHÉRIQUE ETM® DANS LES DIFFÉRENTS PRODUITS DE PRÉDÉSINFECTION .....	182

FIGURE 178 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION DE LA PLAQUETTE RMO® DANS LES DIFFÉRENTS PRODUITS DE PRÉDÉSINFECTION .....	182
FIGURE 179 : SUIVI DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION POUR LE MANCHE RMO DANS LES DIFFÉRENTS PRODUITS DE PRÉDÉSINFECTION .....	182
FIGURE 180 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LES PINCES DENTAURUM® DANS AMPHOLYSINE PLUS® .....	183
FIGURE 181 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LES PINCES DENTAURUM® DANS ELUSEPT® .....	183
FIGURE 182 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LES PINCES DENTAURUM® DANS DY SEPTI® .....	183
FIGURE 183 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LES PINCES DENTAURUM® DANS PRÉDOLYSE® .....	184
FIGURE 184 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LES PINCES DENTAURUM® DANS DENTASEPT ULTRA® .....	184
FIGURE 185 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LES PINCES ETM® DANS AMPHOLYSINE PLUS® .....	184
FIGURE 186 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LES PINCES ETM® DANS ELUSEPT® ..	185
FIGURE 187 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LES PINCES ETM® DANS DY SEPTI® ..	185
FIGURE 188 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LES PINCES ETM® DANS PRÉDOLYSE® .....	185
FIGURE 189 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LES PINCES ETM® DANS DENTASEPT ULTRA® .....	186
FIGURE 190 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LES PINCES RMO® DANS AMPHOLYSINE PLUS® .....	186
FIGURE 191 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LES PINCES RMO® DANS ELUSEPT® ..	186
FIGURE 192 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LES PINCES RMO® DANS DY SEPTI® ..	187
FIGURE 193 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LES PINCES RMO® DANS PRÉDOLYSE® .....	187
FIGURE 194 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LES PINCES RMO® DANS DENTASEPT ULTRA® .....	187
FIGURE 195 : SUIVI DE ECORR EN FONCTION DU TEMPS POUR LA PLAQUETTE DENTAURUM® .....	188
FIGURE 196 : SUIVI DE ECORR EN FONCTION DU TEMPS POUR LE MANCHE DENTAURUM® .....	188
FIGURE 197 : SUIVI DE ECORR EN FONCTION DU TEMPS POUR LA BRASURE DENTAURUM® & RMO® .....	189
FIGURE 198 : SUIVI DE ECORR EN FONCTION DU TEMPS POUR LA PLAQUETTE ETM® .....	189
FIGURE 199 : SUIVI DE ECORR EN FONCTION DU TEMPS POUR LE MANCHE ETM® .....	189
FIGURE 200 : SUIVI DE ECORR EN FONCTION DU TEMPS POUR LA SOUDURE ETM® .....	189
FIGURE 201 : SUIVI DE ECORR EN FONCTION DU TEMPS POUR LE CHROME ETM® .....	190
FIGURE 202 : SUIVI DE ECORR EN FONCTION DU TEMPS POUR LA PLAQUETTE RMO® .....	190
FIGURE 203 : SUIVI DE ECORR EN FONCTION DU TEMPS POUR LE MANCHE RMO® .....	190
FIGURE 204 : MESURES DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION POUR LA PLAQUETTE DENTAURUM® .....	191
FIGURE 205 : MESURES DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION POUR LE MANCHE DENTAURUM® .....	191
FIGURE 206 : MESURES DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION POUR LA SOUDURE DENTAURUM® & RMO® ..	191
FIGURE 207 : MESURES DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION POUR LA PLAQUETTE ETM® .....	192
FIGURE 208 : MESURES DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION POUR LE MANCHE ETM® .....	192
FIGURE 209 : MESURES DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION POUR LA SOUDURE ETM® .....	192
FIGURE 210 : MESURES DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION POUR LE CHROME ETM® .....	193
FIGURE 211 : MESURES DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION POUR LA PLAQUETTE RMO® .....	193
FIGURE 212 : MESURES DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION POUR LE MANCHE RMO® .....	193

FIGURE 213 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LA PLAQUETTE DENTAURUM® .....	194
FIGURE 214 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LE MANCHE DENTAURUM® .....	194
FIGURE 215 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LA BRASURE DENTAURUM® & RMO® .....	194
FIGURE 216 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LA PLAQUETTE ETM® .....	195
FIGURE 217 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LE MANCHE ETM® .....	195
FIGURE 218 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LA SOUDURE ETM® .....	195
FIGURE 219 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LE CHROME ETM® .....	196
FIGURE 220 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LA PLAQUETTE RMO® .....	196
FIGURE 221 : SUIVI DE L'INTENSITÉ EN FONCTION DU POTENTIEL POUR LE MANCHE RMO® .....	196
FIGURE 222 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE DENTAURUM® N°1, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	197
FIGURE 223 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE DENTAURUM® N°2, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	197
FIGURE 224 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE DENTAURUM® N°3, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	197
FIGURE 225 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE DENTAURUM® N°4, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	198
FIGURE 226 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE DENTAURUM® N°5, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	198
FIGURE 227 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE DENTAURUM® N°6, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	198
FIGURE 228 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE DENTAURUM® N°7, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	198
FIGURE 229 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE DENTAURUM® N°8, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	199
FIGURE 230 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE DENTAURUM® N°9, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	199
FIGURE 231 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE DENTAURUM® N°10, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	199
FIGURE 232 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE DENTAURUM® N°11, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	199
FIGURE 233 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE DENTAURUM® N°12, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	200
FIGURE 234 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE DENTAURUM® N°13, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	200
FIGURE 235 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE DENTAURUM® N°14, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	200
FIGURE 236 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE DENTAURUM® N°15, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	200
FIGURE 237 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE DENTAURUM® N°16, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	201
FIGURE 238 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE DENTAURUM® N°17, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	201
FIGURE 239 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE DENTAURUM® N°18, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	201
FIGURE 240 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE DENTAURUM® N°19, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	201

FIGURE 241 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE DENTAURUM® N°20, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	202
FIGURE 242 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE DENTAURUM® N°21, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	202
FIGURE 243 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE DENTAURUM® N°22, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	202
FIGURE 244 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE DENTAURUM® N°23, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	202
FIGURE 245 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE DENTAURUM® N°24, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	203
FIGURE 246 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE DENTAURUM® N°25, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	203
FIGURE 247 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE ETM® N°1, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	203
FIGURE 248 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE ETM® N°2, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	203
FIGURE 249 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE ETM® N°3, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	204
FIGURE 250 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE ETM® N°4, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	204
FIGURE 251 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE ETM® N°5, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	204
FIGURE 252 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE ETM® N°6, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	204
FIGURE 253 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE ETM® N°7, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	205
FIGURE 254 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE ETM® N°8, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	205
FIGURE 255 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE ETM® N°9, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	205
FIGURE 256 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE ETM® N°10, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	205
FIGURE 257 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE ETM® N°11, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	206
FIGURE 258 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE ETM® N°12, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	206
FIGURE 259 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE ETM® N°13, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	206
FIGURE 260 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE ETM® N°14, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	206
FIGURE 261 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE ETM® N°15, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	207
FIGURE 262 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE ETM® N°16, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	207
FIGURE 263 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE ETM® N°17, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	207
FIGURE 264 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE ETM® N°18, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	207

FIGURE 265 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE ETM® N°19, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	208
FIGURE 266 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE ETM® N°20, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	208
FIGURE 267 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE ETM® N°21, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	208
FIGURE 268 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE ETM® N°22, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	208
FIGURE 269 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE ETM® N°23, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	209
FIGURE 270 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE ETM® N°24, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	209
FIGURE 271 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE ETM® N°25, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	209
FIGURE 272 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE RMO® N°1, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	209
FIGURE 273 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE RMO® N°2, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	210
FIGURE 274 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE RMO® N°3, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	210
FIGURE 275 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE RMO® N°4, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	210
FIGURE 276 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE RMO® N°5, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	210
FIGURE 277 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE RMO® N°6, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	211
FIGURE 278 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE RMO® N°7, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	211
FIGURE 279 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE RMO® N°8, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	211
FIGURE 280 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE RMO® N°9, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	211
FIGURE 281 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE RMO® N°10, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	212
FIGURE 282 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE RMO® N°11, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	212
FIGURE 283 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE RMO® N°12, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	212
FIGURE 284 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE RMO® N°13, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	212
FIGURE 285 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE RMO® N°14, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	213
FIGURE 286 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE RMO® N°15, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	213
FIGURE 287 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE RMO® N°16, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	213
FIGURE 288 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE RMO® N°17, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	213

FIGURE 289 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE RMO® N°18, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	214
FIGURE 290 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE RMO® N°19, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	214
FIGURE 291 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE RMO® N°20, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	214
FIGURE 292 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE RMO® N°21, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	214
FIGURE 293 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE RMO® N°22, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	215
FIGURE 294 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE RMO® N°23, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	215
FIGURE 295 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE RMO® N°24, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	215
FIGURE 296 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE RMO® N°25, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	215
FIGURE 297 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE FACOM® N°1, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	216
FIGURE 298 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE FACOM® N°2, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	216
FIGURE 299 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE FACOM® N°3, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	216
FIGURE 300 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE FACOM® N°4, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	216
FIGURE 301 : PHOTOGRAPHIES DE LA PINCE FACOM® N°5, ÉTAT NEUF ET APRÈS 20 CYCLES (GROSSISSEMENT X25) .....	217

## Table des tableaux

TABLEAU 1 : DÉNOMINATIONS DES ACIERS INOXYDABLES SELON LES CLASSIFICATIONS (D'APRÈS COLOMBIE, 21)	27
TABLEAU 2 : VARIATIONS MOYENNES DE LA DURETÉ DES INSTRUMENTS AU COURS DE LA STÉRILISATION (D'APRÈS CUSTER & COYLE, 27)	30
TABLEAU 3 : RÉCAPITULATIF DE LA REVUE DE BIBLIOGRAPHIE	35
TABLEAU 4 : CORRESPONDANCE ENTRE DENSITÉ DE COURANT DE CORROSION ET VITESSE DE CORROSION	61
TABLEAU 5 : COMPOSITION DES PINCES (EN POURCENTAGES MASSIQUES)	66
TABLEAU 6 : MESURE DE LA DURETÉ DES PINCES (HV)	72
TABLEAU 7 : SUIVI DE LA MASSE DES PINCES AU FUR ET À MESURE DES CYCLES (EN G)	76
TABLEAU 8 : MESURE DU PH DES PRODUITS DE PRÉDÉSINFECTION	79
TABLEAU 9 : COMPARATIF ENTRE LA COMPOSITION DES PRODUITS DE PRÉDÉSINFECTION ANNONCÉE PAR LES FOURNISSEURS ET CELLE DÉTERMINÉE PAR L'ANALYSE EXPÉRIMENTALE	89
TABLEAU 10 : COMPORTEMENT ÉLECTROCHIMIQUE DE CHAQUE PARTIE DES PINCES DANS AMPHOLYSINE PLUS®	95
TABLEAU 11 : COMPORTEMENT ÉLECTROCHIMIQUE DE CHAQUE PARTIE DES PINCES DANS ELUSEPT®	98
TABLEAU 12 : COMPORTEMENT ÉLECTROCHIMIQUE DE CHAQUE PARTIE DES PINCES DANS DY SEPTI®	100
TABLEAU 13 : COMPORTEMENT ÉLECTROCHIMIQUE DE CHAQUE PARTIE DES PINCES DANS PRÉDOLYSE®	103
TABLEAU 14 : COMPORTEMENT ÉLECTROCHIMIQUE DE CHAQUE PARTIE DES PINCES DANS DENTASEPT ULTRA®	105
TABLEAU 15 : RÉCAPITULATIF DES VALEURS DES COUPLAGES GALVANIQUES (EN $\mu\text{A}/\text{CM}^2$ )	111
TABLEAU 16 : SUIVI DES PARAMÈTRES ÉLECTROCHIMIQUES INITIAUX DES PINCES NEUVES, N'AYANT JAMAIS COUPÉ DE FILS (À SURFACE CONSTANTE)	113
TABLEAU 17 : SUIVI DES PARAMÈTRES ÉLECTROCHIMIQUES FINAUX APRÈS 20 CYCLES DES PINCES (À SURFACE CONSTANTE)	113
TABLEAU 18 : VALEURS DE ECORR (MV) OBTENUES APRÈS 12 MINUTES D'IMMERSION, AU FUR ET À MESURE DES CYCLES	115
TABLEAU 19 : VARIATIONS DE LA RÉSISTANCE DE POLARISATION EN FONCTION DU PH DES DIFFÉRENTS PRODUITS DE PRÉDÉSINFECTION POUR LES DIFFÉRENTES PARTIES DES PINCES (EN $\text{K}\Omega.\text{CM}^2$ )	142
TABLEAU 20 : COMPOSITION D'AMPHOLYSINE PLUS®	162
TABLEAU 21 : COMPOSITION D'ELUSEPT®	163
TABLEAU 22 : COMPOSITION DE DY SEPTI®	164
TABLEAU 23 : COMPOSITION DE PRÉDOLYSE®	164
TABLEAU 24 : COMPOSITION DE DENTASEPT ULTRA®	165

## Table des équations

ÉQUATION 1 : LOI DE BUTTLER-VOLMER D'UN MÉTAL EN SITUATION DE CORROSION	58
ÉQUATION 2 : RELATION LIANT L'INTENSITÉ DU COURANT DE CORROSION ( $I_{\text{CORR}}$ ) À LA RÉSISTANCE DE POLARISATION ( $R_p$ ) (B EST UNE CONSTANTE DÉPENDANTE DES COEFFICIENTS DE TAFEL)	59
ÉQUATION 3	60
ÉQUATION 4 : FORMULE GÉNÉRALE DES AMMONIUMS QUATERNAIRES (D'APRÈS FLEURETTE & AL., 32)	80
ÉQUATION 5 : FORMULE GÉNÉRALE DES ALCOOLS (D'APRÈS FLEURETTE & AL., 32)	81
ÉQUATION 6 : FORMULE GÉNÉRALE DES ALDÉHYDES (D'APRÈS FLEURETTE & AL., 32)	82