



HAL
open science

La corrosion des arcs orthodontiques en nickel-titane en milieu fluoré

Mai-Linh Tran

► **To cite this version:**

Maï-Linh Tran. La corrosion des arcs orthodontiques en nickel-titane en milieu fluoré. Sciences du Vivant [q-bio]. 2018. hal-03297626

HAL Id: hal-03297626

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-03297626>

Submitted on 18 Oct 2021

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-thesesexercice-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.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

**ACADÉMIE DE NANCY – METZ
UNIVERSITÉ DE LORRAINE
FACULTÉ D'ODONTOLOGIE**

ANNÉE 2018

N°10366

THÈSE
pour le
DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE
par
Maï-Linh TRAN

Née le 6 mai 1994 au Chesnay (Yvelines)

**LA CORROSION DES ARCS ORTHODONTIQUES EN NICKEL-TITANE
EN MILIEU FLUORÉ**

présentée et soutenue publiquement le vendredi 12 octobre 2018

Examineurs de la thèse :

Pr M.P. FILLEUL	Professeur des Universités	Président de jury
<u>Dr B.EGLOFF</u>	<u>Maître de Conférences des Universités</u>	<u>Directeur</u>
Pr C.RAPIN	Professeur des Universités	Juge
Pr É. MORTIER	Professeur des Universités	Juge
Pr J.M.MARTRETTE	Professeur des Universités	Juge

Par délibération en date du 11 décembre 1972, la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui seront présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner aucune approbation ni improbation.

Président : Professeur Pierre MUTZENHARDT

Doyen : Professeur Jean-Marc MARTRETTE

Vice-Doyens : Dr Céline CLEMENT – Dr Rémy BALTHAZARD – Dr Anné-Sophie VAILLANT

Membres Honoraires : Dr L. BABEL – Pr. S. DURIVAUX – Pr A. FONTAINE – Pr G. JACQUART – Pr D. ROZENCWEIG - Pr ARTIS - Pr M. VIVIER

Doyens Honoraires : Pr J. VADOT, Pr J.P. LOUIS

Professeur émérite : Pr M-P FILLEUL

Département Odontologie pédiatrique Sous-section 56-01	Mme	DROZ Dominique	Maître de Conférences *
	Mme	JAGER Stéphanie	Maître de Conférences *
	M.	PREVOST Jacques	Maître de Conférences
	Mme	HERNANDEZ Magali	Maître de Conférences Associée *
	M.	LEFAURE Quentin	Assistant
Département Orthopédie dento-faciale Sous-section 56-01	Mme	DARSAT Claire	Assistante*
	M.	EGLOFF Benoît	Maître de Conférences *
	Mme	GREGOIRE Johanne	Assistante
Département Prévention, épidémiologie, économie de la santé, odontologie légale Sous-section 56-02	Mme	LAWTON Mathilde	Assistante
	Mme	CLÉMENT Céline	Maître de Conférences *
	M.	BAUDET Alexandre	Assistant *
Département Parodontologie Sous-section 57-01	Mme	NASREDDINE Greyce	Assistante
	M.	AMBROSINI Pascal	Professeur des Universités *
	Mme	BISSON Catherine	Maître de Conférences *
	M.	JOSEPH David	Maître de Conférences *
	M.	PENAUD Jacques	Maître de Conférences
	M.	LACH Patrick	Assistant
	Mme	MAYER-COUPIN Florence	Assistante
Département Chirurgie orale Sous-section 57-01	Mme	PAOLI Nathalie	Enseignante univ. – Praticien attachée*
	Mme	GUILLET-THIBAUT Julie	Maître de Conférences *
	M.	BRAVETTI Pierre	Maître de Conférences
	Mme	PHULPIN Bérengère	Maître de Conférences *
	M.	CLERC Sébastien	Assistant*
Département Biologie orale Sous-section 57-01	M.	HASNAOUI Nasr	Assistant
	Mme	KICHENBRAND Charlene	Enseignante univ. – Praticien attachée*
	M.	YASUKAWA Kazutoyo	Maître de Conférences *
Département Dentisterie restauratrice, endodontie Sous-section 58-01	M.	MARTRETTE Jean-Marc	Professeur des Universités *
	Mme	EGLOFF-JURAS Claire	Assistante*
	M.	MORTIER Éric	Maître de Conférences *
	M.	AMORY Christophe	Maître de Conférences
	M.	BALTHAZARD Rémy	Maître de Conférences *
	M.	ENGELS-DEUTSCH Marc	Maître de Conférences
	M.	VINCENT Marin	Maître de Conférences*
Département Prothèses Sous-section 58-01	Mme	GEBHARD Cécile	Assistante
	M.	GEVREY Alexis	Assistant
	M.	GISS Renaud	Assistant *
	M.	DE MARCH Pascal	Maître de Conférences
	M.	SCHOUVER Jacques	Maître de Conférences
Département Fonction-dysfonction, imagerie, biomatériaux Sous-section 58-01	Mme	VAILLANT Anne-Sophie	Maître de Conférences *
	Mme	CORNE Pascale	Maître de Conférences Associée *
	M.	CIESLAK Steve	Assistant
	M.	HIRTZ Pierre	Assistant *
	M.	KANNENGIESSER François	Assistant
	Mme	MOEHREL Bethsabée	Assistante*
	M.	VUILLAUME Florian	Assistant
Département Fonction-dysfonction, imagerie, biomatériaux Sous-section 58-01	Mme	STRAZIELLE Catherine	Professeur des Universités *
	Mme	MOBY (STUTZMANN) Vanessa	Maître de Conférences *
	M.	SALOMON Jean-Pierre	Maître de Conférences
	Mme	WILLEMIN Anne-Sophie	Assistante Associée

Souligné : responsable de département * temps plein

Mis à jour le 08/02/2018

À notre président,

Madame le Professeur Marie-Pierryle FILLEUL,

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Sciences Odontologiques

Docteur d'État en Odontologie

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier émérite

Sous-Section : Odontologie Pédiatrique et Orthopédie Dento-Faciale

Vous nous avez fait l'honneur d'accepter la présidence de notre jury de thèse.

Vous avez guidé nos débuts en tant qu'orthodontiste et vous nous avez démontré les vertus du travail et de la quête de connaissances.

Votre disponibilité et votre rigueur méritent notre plus profond respect. Nous apprécions tout particulièrement l'investissement et le temps que vous avez consacré à notre formation.

Veillez trouver ici le témoignage de notre plus vive reconnaissance pour ce que vous nous avez appris.

À notre directeur,

Monsieur le Docteur Benoît EGLOFF,

Docteur en Chirurgie Dentaire

Spécialiste qualifié en Orthopédie Dento-Faciale

Lauréat de l'Académie Nationale de Chirurgie Dentaire

Maître de Conférence des Universités – Praticien Hospitalier

Sous-Section : Odontologie Pédiatrique et Orthopédie Dento-Faciale

Responsable du département d'Orthopédie Dento-Faciale

Vous avez eu l'obligeance de bien vouloir diriger ce travail.

Vous nous avez accordé votre confiance et vous nous avez incitée à développer nos aptitudes.

Nous nous souviendrons de la rapidité et de la gentillesse avec laquelle vous avez bien voulu contribuer à l'élaboration de cette thèse.

Veillez trouver ici l'expression de nos remerciements.

À notre juge,

Monsieur le Professeur Christophe RAPIN,

Maître ès Sciences en Chimie du Solide

Docteur en Sciences et Chimie des Matériaux

Habilité à diriger des Recherches en Physique

Professeur des Universités

Responsable du CES de Technologie des Matériaux employés en art dentaire

Directeur du Département de Chimie à la Faculté des Sciences et Technologies

Président du Réseau Verrier Lorrain (REVELOR)

Vous nous avez fait l'insigne honneur d'accepter de participer à ce jury.

Vous et toute l'équipe du laboratoire nous avez ouvert les portes de la recherche, avec amitié et décontraction.

Vos connaissances et votre expertise laisseront une empreinte durable dans notre esprit.

Veillez trouver ici le témoignage de notre gratitude et de notre profond respect.

À notre juge,

Monsieur le Professeur Éric MORTIER,

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Physique-Chimie de la Matière et des Matériaux – Université Henri Poincaré

Habilité à diriger des recherches

Professeur des Universités - Praticien Hospitalier

Sous-Section : Dentisterie Restauratrice, Endodontie, Prothèses, Fonction-dysfonction, Imagerie, Biomatériaux

Chef de Service d'Odontologie du CHRU de Nancy

Vous avez eu l'amabilité d'accepter de participer à ce jury.

Votre engagement pour le bon fonctionnement du service force l'admiration.

Nous n'oublierons pas vos qualités de pédagogue, que nous tenons en haute estime.

Veillez trouver ici l'expression de notre gratitude pour l'attention que vous avez portée à notre travail.

À notre juge,

Monsieur le Professeur Jean-Marc MARTRETTE,

Docteur en Chirurgie Dentaire

Spécialiste qualifié en Médecine Bucco-Dentaire

Docteur en Sciences Pharmacologiques

Habilité à diriger des recherches

Professeur des Universités - Praticien Hospitalier

Sous-Section : Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie Orale

Doyen de la Faculté d'Odontologie de Nancy

Vous avez eu la bonté de bien vouloir participer à ce jury.

Votre investissement et votre disponibilité en tant que doyen de la faculté méritent tout notre respect.

Votre bienveillance et tout ce que vous avez pu apporter à la faculté nous ont marquée.

Nous vous remercions chaleureusement pour l'intérêt que vous avez accordé à notre travail.

À mes amis, dont la présence, l'affection et le soutien m'accompagnent à chaque instant. Avec vous, l'avenir me paraît radieux et plein de belles promesses. Où que vous soyez aujourd'hui, merci de faire partie de mon univers ; tous nos moments partagés sont pour moi inoubliables. Nos rencontres ont fait mon bonheur – ne changez rien, surtout !

À ma famille, qui m'entoure et m'a menée là aujourd'hui. Je sais que je pourrai toujours compter sur vous et je voudrais vous remercier de m'avoir fait grandir. Grâce à vous, je fais ce que j'aime. J'espère vous rendre fiers.

À Madame le Professeur Tiphaine DAVIT-BÉAL,
Il me semblait important de vous dire ici que vous êtes un modèle pour moi. Si vous saviez combien je suis comblée maintenant d'avoir bénéficié de votre exemple et du privilège de vous avoir vue travailler ! Vous avoir eue à mes côtés en tout temps était une preuve que l'empathie et la bienveillance existent.

Aux aides-soignantes du service d'Odontologie,
Merci de m'avoir rendu la vie plus facile ! C'est une chance d'avoir pu travailler avec vous. Vous avez su être disponibles et attentives en toute circonstance ; là encore, du fond du cœur, merci !

Sommaire

Introduction

1. Rappels

1.1 Fils orthodontiques à base de Nickel-Titane (NiTi, CuNiTi)

1.1.1 Composition

1.1.2 Propriétés

1.1.3 Indications

1.2 Fluor

1.2.1 Présentations

1.2.2 Propriétés

1.2.3 Indications

1.3 Corrosion

1.3.1 Définition

1.3.2 Réactions Red/Ox, potentiel de corrosion

1.3.3 Mécanismes

2. Impact clinique de la corrosion

2.1 Conséquences pour l'hôte

2.1.1 Toxicité

2.1.2 Hypersensibilité, allergie au nickel

2.1.3 Mutagénicité, carcinogénicité

2.2 Conséquences pour les arcs

2.2.1 Etat de surface

2.2.2 Propriétés mécaniques

2.2.3 Fractures des fils orthodontiques

3. Synthèse : la corrosion en clinique

3.1 Situations défavorables à l'origine de la corrosion

3.1.1 Caractéristiques environnementales : fluor, pH, température, bactéries, protéines, contraintes, friction

3.1.2 Caractéristiques métalliques : métaux nobles, passivation, composition, état de surface

3.2 Recommandations cliniques

Conclusion

Liste des figures

Figure 1 : microphotographie d'un arc NiTi 0.016" (Ni-TiH, Ormco, Glendora, Calif) obtenue au Microscope Électronique à Balayage. Source : Lee et coll. (2010).	18
Figure 2 : superélasticité. Source : Norme NF A51-080 (AFNOR, 1991).	20
Figure 3 : structures austénitique et martensitique du NiTi. Source : Jordan et Rocher (2010).	20
Figure 4 : variation du pourcentage de phase austénitique en fonction de la température. Source : Jordan et Rocher (2010).	21
Figure 5 : déformation de l'arc lors des phases initiales de nivellement permettant la mise en place de la canine maxillaire droite sur l'arcade. Source : document personnel.	21
Figure 6 : classification des différents types de fluorures. Source : document personnel.	23
Figure 7 : exemples de dentifrices fluorés : Elmex® Anti-Caries (Colgate®), Sensodyne Répare et Protège (GlaxoSmithKline), Oral-B Pro-Expert (Procter & Gamble), Crest (Procter & Gamble).	24
Figure 8 : exemples de bains de bouche fluorés : Phos-Flur® Rinse (Colgate®), Elmex® Anti-Caries (Colgate®), Meridol® (Gaba), PerioMed™ (Omni International).	25
Figure 9 : exemples de gels fluorés : Phos-Flur Gel (Colgate®), Prevident® (Colgate®), Nupro Neutral (Dentsply), Nupro APF (Dentsply), Fluogel (Procter & Gamble).	26
Figure 10 : exemples de vernis fluorés : Fluor Protector (Ivoclar Vivadent), CavityShield™ (3M™), Duraphat® (Colgate®), Bifluorid 12® (VOCO GmbH).	26
Figure 11 : schéma représentant la répartition des fluorures topiques dans le milieu buccal. Source : document personnel.	30
Figure 12 : appréciation du risque carieux [...] chez les sujets de moins de 18 ans. Source : HAS (2005).	32
Figure 13 : déminéralisations amélares chez un patient porteur de multiattache. Source : document personnel.	34
Figure 14 : schéma représentant la corrosion d'un métal passivable. Source : document personnel.	35
Figure 15 : schéma de la corrosion uniforme. Source : document personnel.	38
Figure 16 : schéma de la corrosion caverneuse. Source : document personnel.	39
Figure 17 : schéma de la corrosion par piqûres. Source : document personnel.	39
Figure 18 : microphotographie d'un arc CuNiTi 0.017x0.025" (35 °C Thermo-Active Copper NiTi, Ormco, Glendora, Calif) obtenue au Microscope Électronique à Balayage. Source : document personnel.	39

Figure 19 : schéma de la corrosion sous contrainte. Source : document personnel.	40
Figure 20 : schéma de la corrosion galvanique. Source : document personnel.	40
Figure 21 : schéma de la corrosion intergranulaire. Source : document personnel.	41
Figure 22 : schéma de la corrosion sélective. Source : document personnel.	41
Figure 23 : schéma de la fragilisation par l'hydrogène. Source : document personnel. ..	41
Figure 24 : schéma de la corrosion par fatigue. Source : document personnel.	42
Figure 25 : schéma de la corrosion abrasion. Source : document personnel.	42
Figure 26 : schéma de la corrosion érosion. Source : document personnel.	42
Figure 27 : schéma de la tribocorrosion. Source : document personnel.	43
Figure 28 : schéma représentant la corrosion bactérienne. Source : document personnel.	43
Figure 29 : schéma représentant les mécanismes mis en jeu dans l'immunité innée. D'après d'Abbas et coll. (2016).	47
Figure 30 : dermatite de contact due à une force extra-orale. Source : Travess et coll. (2004).	48
Figure 31 : cheilite angulaire chez une patiente porteuse d'arcs CuNiTi et présentant une hypersensibilité au nickel. Source : Melsen (2012).	49
Figure 32 : allergie au Nickel liée à une boucle d'oreille. Source : Académie Américaine de Dermatologie (American Academy of Dermatology).	49
Figure 33 : schéma représentant une réaction d'hypersensibilité de type IV (médiée par les lymphocytes T CD4+). D'après Abbas et coll. (2016).	50
Figure 34 : stress oxydatif et réponses cellulaires. Source : Yoshikawa et Naito (2002).	51
Figure 35 : schéma représentant les cassures d'ADN simple brin et leurs conséquences. Source : Caldecott (2008).	52
Figure 36 : réparation de l'ADN par excision de base. Source : Pourquoier et Robert (2011).	53
Figure 37 : microphotographie d'un arc NiTi 0.016" (GAC International, Bohemia, NY) obtenue au Microscope Électronique à Balayage après immersion dans une solution fluorée et acide. Source : Rerhrhaye et coll. (2014).	54
Figure 38 : A. Rugosité de surface de 4 types d'arcs (acier, TMA et 2 types de NiTi) déterminée par trois méthodes différentes. B. Perte de force due à la friction. Source : Eliades et Bourauel (2005).	55
Figure 39 : courbes contrainte-déformation d'arcs NiTi rectangulaires après immersion pendant 1h30 dans une solution aqueuse de contrôle et dans deux types de gels fluorés à 37°C. Source : Walker et coll. (2005).	57

Figure 40 : courbe contrainte-déformation d'un arc NiTi rectangulaire après utilisation in vivo d'un gel fluoré pendant 30 jours. D'après Ramalingam et coll. (2008).....	57
Figure 41 : a., b. Microphotographies d'un arc NiTi 0.020" (Nitinol Classic; Unitek/ 3 M Corp., Monrovia, CA) fracturé, obtenues au Microscope Électronique à Balayage. c., d. Microphotographies d'un arc NiTi 0.020" (Nitinol Classic; Unitek/ 3 M Corp., Monrovia, CA) fracturé, obtenues au Microscope Électronique à Balayage après immersion dans une solution fluorée acide pendant 2h. Source : Yokoyama et coll. (2005).....	59
Figure 42 : a. Microphotographie d'un arc NiTi 0.016" (NITI, Ormco, Glendora, Calif) fracturé, obtenue au Microscope Électronique à Balayage ; b. Microphotographie d'un arc NiTi 0.016" (NITI, Ormco, Glendora, Calif) fracturé, obtenue au Microscope Électronique à Balayage après immersion dans une solution fluorée acide pendant 1h. Source : Kaneko et coll. (2004).	60
Figure 43 : relargage d'ions Nickel par des arcs NiTi 0.016" provenant de quatre fabricants différents en fonction du temps ((NI-TI, Ormco, USA ; Orthonols Nickel-titanium Wire, RMO Inc., USA ; Orthodontics-NiTi Wire, Kuo-Hua Co., Taiwan ; NiTi Wire, Shin-Ya Co., Taiwan) et à différents pH. Source : Huang (2003a).	64
Figure 44 : résistance de polarisation R_p (en $\Omega.cm^2$) en fonction de la température (en $^{\circ}C$) pour le Nickel-Titane. D'après Pakshir et coll. (2013).	65
Figure 45 : microphotographie d'un arc NiTi obtenue au Microscope Électronique à Balayage après 9 mois en bouche. Source : Eliades (2002).....	67
Figure 46 : potentiels standards (E_{SH} , en V) et noblesse de différents métaux utilisés en odontologie par rapport à l'hydrogène. D'après Dupeux (2008).....	68
Figure 47 : tréfilage. Source : Lefort (2010).....	70
Figure 48 : Tooth Mousse (GC).	73
Figure 49 : microphotographies d'arcs NiTi 0.016" traités en surface obtenues au Microscope Électronique à Balayage. Source : Krishnan et coll. (2014).	74

Liste des tableaux

Tableau 1 : récapitulatif de la composition (en pourcentages massiques) des arcs Nickel-Titane.....	17
Tableau 2 : récapitulatif de la composition (en pourcentages massiques) des arcs Nickel-Titane-Cuivre.	17
Tableau 3 : exemples de spécialités fluorées et leurs concentrations en fluorures.....	28
Tableau 4 : pourcentages de diminution de l'incidence carieuse (exprimés en fraction prévenue ou Prevented Fraction, PF) selon la forme de fluoration. D'après Marinho et coll.	32
Tableau 5 : échelle des potentiels standards E_{SH} d'oxydo-réduction de quelques métaux. Source : Dupeux (2008).....	37
Tableau 6 : doses moyennes et maximales définies pour le Nickel et le Chrome (valeurs en vigueur aux Etats-Unis en 2001). Source : Micronutrients (2001a, 2001b).....	45
Tableau 7 : comparaison des propriétés mécaniques (module d'Young et limite d'élasticité) d'arcs NiTi et CuNiTi rectangulaires. Source : Ramalingam et coll. (2008)..	58
Tableau 8 : potentiel de corrosion (E_{corr}) et potentiel de couplage galvanique (E_{galv}) en mV par rapport à l'électrode de référence d'arcs NiTi et CuNiTi associés à différents types de brackets dans de la salive artificielle (Fusayama-Meyer), dans l'Elmex® (Colgate®) et dans le Meridol® (Gaba). Source : Schiff et coll. (2006).....	62
Tableau 9 : évolution du potentiel de corrosion E_{corr} en fonction de la concentration en fluorure de sodium (en Mole). Source : Kassab et Gomes (2013).	62
Tableau 10 : taux de Nickel dans le biofilm (en $\mu\text{g/g}$) de patients porteurs ou non de multiattache. Source : Fors et Persson (2006).	66
Tableau 11: résistances à la corrosion respectives du TMA, du Titane Niobium, du Nickel-Titane et du Nickel-Titane-Cuivre dans différents milieux. Source : Schiff et coll. (2004).	69
Tableau 12 : choix du bain de bouche en fonction du type d'arc utilisé. D'après Schiff et coll. (2004, 2006).	71

Introduction

Très utilisés au cours des phases initiales des traitements orthodontiques, les arcs à base de Nickel-Titane ont connu un essor important du fait de leurs propriétés particulières – dont la biocompatibilité, la résistance à la corrosion, ainsi que des propriétés pseudoélastiques, notamment. Ces dernières en font des outils de choix en orthodontie, mais sont remises en cause en milieu fluoré.

Or, les patients porteurs de multiattache sont considérés comme à risque carieux élevé et donc susceptibles de nécessiter une supplémentation fluorée.

Si les arcs NiTi sont plébiscités pour leurs propriétés uniques, de nombreuses études au cours de ces vingt dernières années se sont attachées à analyser leur comportement sous l'effet du fluor, afin d'évaluer leur efficacité clinique et leur innocuité pour les patients.

L'objectif de ce travail est de faire le point - au travers d'une revue de la bibliographie actuelle - sur les dernières avancées de la recherche en matière de corrosion des arcs en Nickel-Titane et de proposer des recommandations cliniques fondées sur la preuve.

Après quelques rappels sur les arcs orthodontiques, le fluor et la chimie de la corrosion, les effets cliniques de ce phénomène seront étudiés, afin de mieux les maîtriser.

1. Rappels

1.1 Fils orthodontiques à base de Nickel-Titane (NiTi, CuNiTi)

L'alliage Nickel-Titane a été développé dans les années 1960 aux Etats-Unis. Il était à l'origine destiné à l'aérospatiale et fut appelé « nitinol » pour *NiTi Naval Ordnance Laboratory*, du nom du laboratoire éponyme. Son utilisation en orthodontie débute une dizaine d'années plus tard sous l'impulsion d'Andreasen, notamment, qui pensait mettre à profit ses propriétés afin d'appliquer des forces sur les dents.

Puis une nouvelle génération d'arcs NiTi voit le jour dans les années 1980 : les arcs NiTi superélastiques, toujours d'actualité en raison de leur capacité à appliquer une force légère et continue tout au long des premières étapes de traitement, ce qui a permis de diminuer le nombre total de changements d'arcs (Walker et coll., 2005 ; Graber et coll., 2012 ; Proffit et coll., 2013).

Les années 1990 voient apparaître les alliages Nickel-Titane-Cuivre (CuNiTi), eux aussi dotés de propriétés telles que la superélasticité et la mémoire de forme - l'ajout de cuivre permettant de stabiliser les températures de transformation (Walker et coll., 2005 ; Bolender, 2008 ; Mane et coll., 2012).

1.1.1 Composition

- NiTi

Selon les auteurs, la composition des arcs en Nickel-Titane varie très légèrement d'un fabricant à l'autre :

- pour le Nickel : pourcentage massique compris entre 45% (Walker et coll., 2005) et 55% (Eliades, 2002 ; Schiff et coll., 2004 ; Cioffi et coll., 2005 ; Benyahia et coll., 2009 ; Abalos et coll., 2011 ; Lin et coll., 2012) ;
- pour le Titane : de 45% (Schiff et coll., 2004 ; Benyahia et coll., 2009 ; Abalos et coll., 2011 ; Lin et coll., 2012) à 54% de Titane (Eliades, 2002 ; Walker et coll., 2005 ; House et coll., 2008), toujours en pourcentages massiques ;
- avec parfois 1% d'éléments autres (Walker et coll., 2005).

Tableau 1 : récapitulatif de la composition (en pourcentages massiques) des arcs Nickel-Titane.

Composition du NiTi	Nickel	Titane	Autres
Proportions élémentaires	45-55%	45-54%	0-1%

- CuNiTi

Les arcs Nickel-Titane-Cuivre (CuNiTi) sont constitués selon Schiff et coll. (2004) et Walker et coll. (2005) de 45 à 48% de Nickel, 46,5 à 49% de Titane, 5 à 5,5% de Cuivre, plus ou moins 1% d'éléments autres (pourcentages massiques).

Tableau 2 : récapitulatif de la composition (en pourcentages massiques) des arcs Nickel-Titane-Cuivre.

Composition du CuNiTi	Nickel	Titane	Cuivre	Autres
Proportions élémentaires	45-48%	46,5-49%	5-5,5%	0-1%

1.1.2 Propriétés

- Biocompatibilité

Pour certains auteurs (Kao et coll., 2007) notamment, le fait d'être bien toléré par l'organisme fait partie des nombreux avantages du Nickel-Titane en tant que biomatériau orthodontique.

Le titane fait d'ailleurs partie des constituants des implants dentaires ainsi que des prothèses utilisées en médecine pour remplacer différentes articulations (hanche, genou).

Pour d'autres auteurs (Kassab et Gomes, 2013), la biocompatibilité du Nickel-Titane reste à prouver, en raison de leur possible corrosion et de la quantité importante de Nickel (Krishnan et coll., 2014).

En effet, les ions Nickel, s'ils sont relargués, peuvent entraîner des conséquences néfastes sur l'organisme (Lee et coll., 2010) : des effets allergiques, mutagènes et cytotoxiques (House et coll., 2008 ; Benyahia et coll., 2009 ; Amini et coll., 2012 ; Krishnan et coll., 2014).

Pour Lee et coll. (2010), « une bonne résistance à la corrosion est un paramètre crucial pour la biocompatibilité du NiTi ».

- Résistance à la corrosion

De façon générale, les alliages couramment employés en orthodontie – à savoir le Nickel-Titane (NiTi), le Titane Molybdène (TMA), l'acier inoxydable (Stainless Steel) et le Nickel-Cobalt-Chrome (Ni-Co-Cr) – sont connus pour leur plus ou moins grande résistance à la corrosion grâce à la formation d'une couche d'oxydes en surface (Kaneko et coll., 2004 ; Kang et coll., 2008 ; Abalos et coll., 2011). Ce phénomène s'appelle la passivation et advient dès la première exposition du matériau à l'air (Krishnan et coll., 2011).

La composition de cette couche d'oxydes varie selon l'alliage : pour les arcs acier et Ni-Co-Cr, la couche d'oxydes est constituée principalement d'oxydes de Chrome ; quant à la surface des arcs basés sur le Titane (NiTi, CuNiTi et TMA), elle se recouvre plutôt d'oxydes de Titane (TiO , TiO_2 et Ti_2O_5) essentiellement (Eliades, 2002 ; Kaneko et coll., 2004 ; House et coll., 2008 ; Krishnan et coll., 2014).

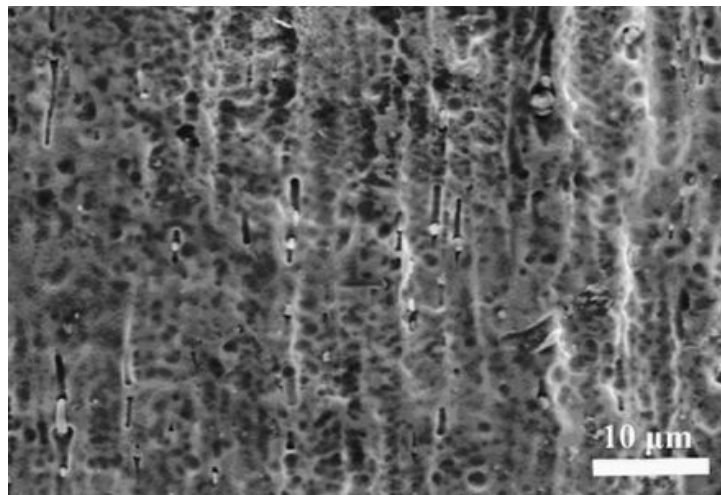


Figure 1 : microphotographie d'un arc NiTi 0.016'' (Ni-TiH, Ormco, Glendora, Calif) obtenue au Microscope Électronique à Balayage. Source : Lee et coll. (2010).

La couche d'oxydes de surface est constituée principalement de TiO_2 , avec des traces de NiO .

La pellicule d'oxydes de Titane est cependant moins sensible à la dégradation que la couche d'oxydes de Chrome, ce qui explique la plus grande résistance à la corrosion des alliages Titane par rapport à celles de l'acier et des alliages Cobalt (Eliades et coll., 2004 ; Kao et coll., 2007). Elle empêcherait le déplacement des ions vers l'extérieur du matériau et donc le relargage (Fragou et Eliades, 2010).

De plus, des milieux riches en chlorures ou en fluorures facilitent la corrosion respective de l'acier et du Ni-Co-Cr d'une part, et des alliages Titane d'autre part, en dissolvant la couche d'oxydes protectrice (Kao et coll., 2007 ; Krishnan et coll., 2011).

En ce qui concerne les alliages CuNiTi, l'ajout de cuivre pourrait jouer un rôle dans la protection de la couche d'oxydes par inhibition compétitrice de l'action des fluorures, ce qui augmenterait la résistance à la corrosion (Walker et coll., 2005 ; Mane et coll., 2012).

- Friction/frottement

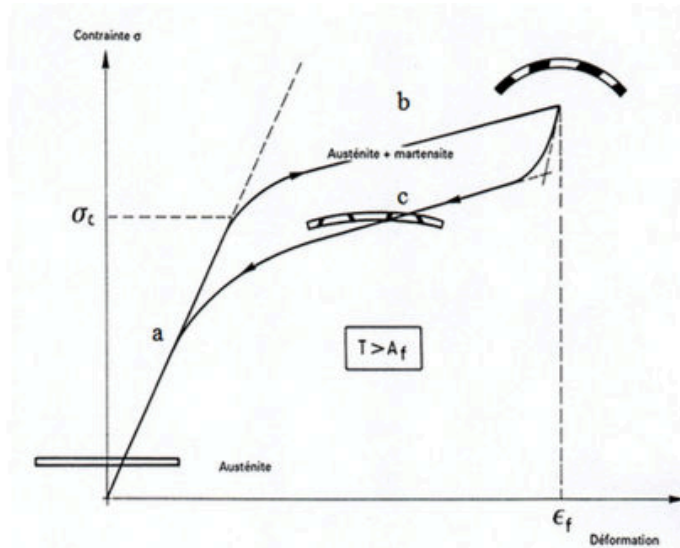
Les mécaniques orthodontiques s'appuyant sur du glissement, l'efficacité et la rapidité des traitements dépendent de la quantité de frottement qui intervient entre l'arc et les attaches. Les forces de frottement sont liées à différents facteurs : le type et la gorge du bracket, le type, la surface et la section de l'arc, et la façon dont le bracket et l'arc sont ligaturés, entre autres. Les arcs en acier inoxydable présentent moins de frottements que les arcs à base de Nickel-Titane, eux-mêmes moins sujets aux frottements que les arcs à base de Titane-Molybdène (Kao et coll., 2006 ; Kao et Huang, 2010).

- Propriétés mécaniques : pseudoélasticité (mémoire de forme, superélasticité)

La principale caractéristique des arcs à base de NiTi demeure la pseudoélasticité, terme générique qui regroupe deux propriétés : la mémoire de forme et la superélasticité.

D'après l'AFNOR (1991), « un alliage métallique possède une mémoire de forme si, après déformation permanente à basse température, il retrouve sa forme initiale par simple chauffage » (Norme NF A51-080). La mémoire de forme consiste donc en le retour d'un alliage déformé plastiquement à sa forme initiale grâce à une augmentation de la température.

La superélasticité correspond au fait qu'un alliage sous contrainte puisse regagner sa forme initiale à l'arrêt de la contrainte. C'est cette dernière propriété qui est utilisée en orthodontie car le retour à l'état initial est un phénomène continu et quasi-stable, ce qui permet de délivrer une force relativement constante aux dents à déplacer (Bolender, 2008 ; Jordan et Rocher, 2010).



Norme AFNOR.- Alliages à mémoire de forme : Vocabulaire et mesures. (Indice de classement : A 51-080.), Avril 1991.

Figure 2 : superélasticité. Source : Norme NF A51-080 (AFNOR, 1991).

Sur cette courbe contrainte-déformation, un plateau est visible à l'application comme à l'arrêt de la contrainte. Ce dernier permet au matériau de retrouver sa forme initiale sans déformation plastique.

Ces deux propriétés s'appuient sur une réorganisation cristalline à l'intérieur du matériau appelée « transformation martensitique » ; il s'agit du passage d'une structure cubique dite austénite à une structure monoclinique appelée martensite :

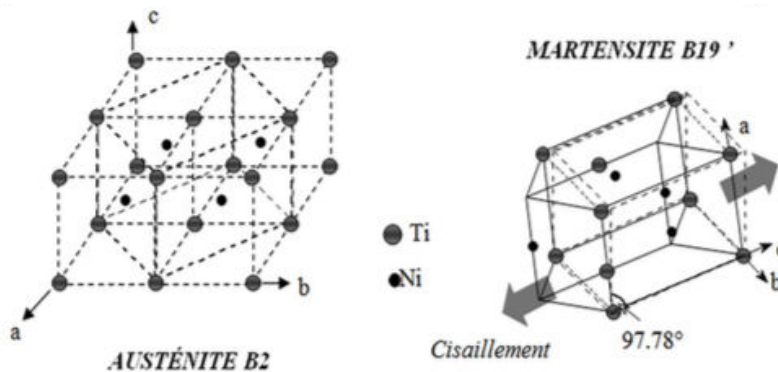
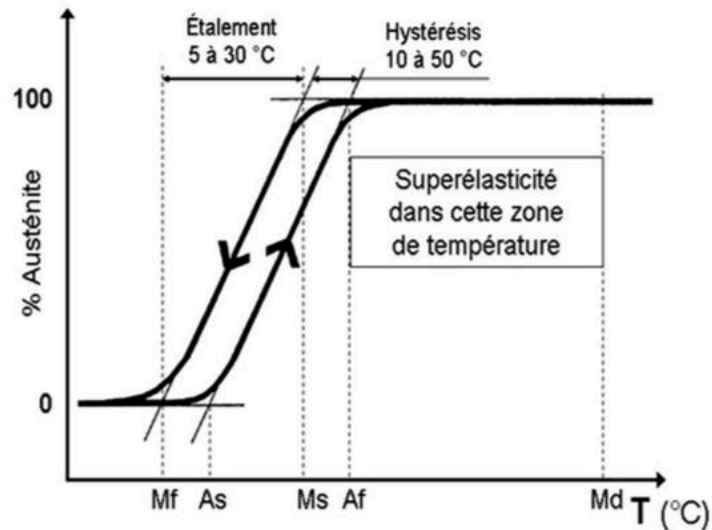


Figure 3 : structures austénitique et martensitique du NiTi. Source : Jordan et Rocher (2010).

L'austénite prédomine à température élevée et si la contrainte est faible ; la martensite se retrouve principalement en cas de basse température et si la contrainte augmente (Bolender, 2008).



Mf : martensite finish, As : austenite start, Ms : martensite start, Af : austenite finish, Md : martensite deformation.

Figure 4 : variation du pourcentage de phase austénitique en fonction de la température. Source : Jordan et Rocher (2010).

Il existe quatre températures critiques dans la transformation martensitique : Ms (Martensite start), température à laquelle de la martensite commence à se former lors du refroidissement ; Mf (Martensite finish), correspondant au retour de l'alliage à la phase martensite pure ; As (Austenite start), qui est la température à laquelle de l'austénite apparaît quand l'alliage est chauffé ; Af (Austenite finish), température au-delà de laquelle l'alliage est 100% austénitique (Bolender, 2008). La différence entre Ms et Af s'appelle « hystérésis ».

La transformation martensitique peut donc être induite soit par une contrainte, soit par des variations thermiques; c'est un phénomène très exploité en orthodontie, notamment à l'insertion des arcs dans les attaches, car l'arc peut alors délivrer à la décharge une force constante et donc initier un mouvement dentaire (Walker et coll., 2005 ; Jordan et Rocher, 2010).

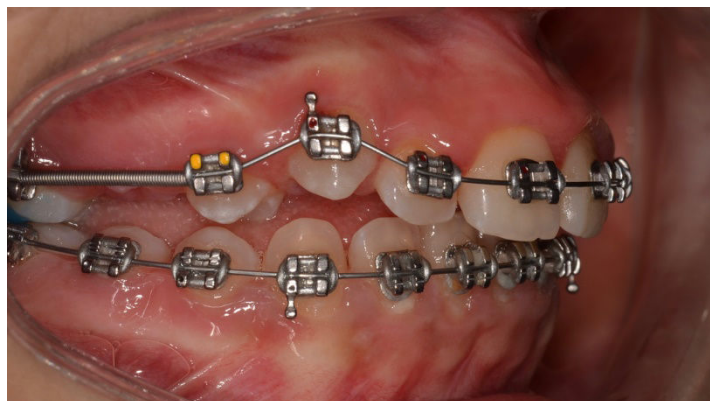


Figure 5 : déformation de l'arc lors des phases initiales de nivellement permettant la mise en place de la canine maxillaire droite sur l'arcade. Source : document personnel.

Outre ces deux propriétés particulières, les alliages NiTi peuvent présenter un comportement mécanique classique, avec une bonne élasticité et une faible rigidité (Lin et coll., 2012).

Enfin, pour les arcs CuNiTi, l'ajout de cuivre augmenterait encore les propriétés superélastiques (Iijima et coll., 1998).

1.1.3 Indications

Du fait de leur déformabilité et de leur capacité à retrouver leur forme initiale, les arcs à base de NiTi trouvent leurs indications lors des premières étapes de traitement, qui nécessitent des arcs relativement droits (c'est-à-dire sans pli permanent) s'adaptant à toutes les malpositions (Graber et coll., 2012).

Leur intérêt repose sur l'application au long terme d'une force légère et constante, ce qui permet d'aligner tout en conservant le même arc au fil des activations (Proffit et coll., 2013). Certains praticiens utilisent même ce type d'arc en pleine section très tôt dans le traitement, le laissant en bouche pendant de très longues périodes (jusqu'à un an), ce qui autorise des intervalles plus conséquents entre deux activations (Walker et coll., 2005 ; Mane et coll., 2012).

Selon Graber et coll. (2012), il n'y aurait pas de différence en termes de durée d'alignement entre des arcs NiTi et CuNiTi ; les indications de ces deux types d'arcs seraient donc relativement similaires.

1.2 Fluor

1.2.1 Présentations

Chez les enfants et les adolescents, qui constituent une part importante des patients traités en orthodontie, l'accent est mis sur la prophylaxie de la carie dentaire. Les fluorures constituent un moyen très répandu de prévention carieuse dans le monde (Marinho et coll., 2016).

- Différents types de fluorures

Les fluorures peuvent être classés selon deux catégories : les fluorures minéraux, d'une part, et les fluorures organiques, d'autre part (Benyahia et coll., 2009).

Au sein des fluorures minéraux se trouvent le fluorure de sodium (NaF), le fluorure de calcium (CaF), le fluorure d'étain (SnF_2), le monofluorophosphate de sodium (SMFP), le fluorure de phosphate acidulé (APF) et le difluorosilane.

Les fluorures d'amines (AmF), le fluorure d'ammonium (NH_4F) et le bifluorure d'ammonium ($\text{H}_5\text{F}_2\text{N}$) comptent quant à eux parmi les fluorures organiques (Benson et coll., 2013 ; Marinho et coll., 2016).

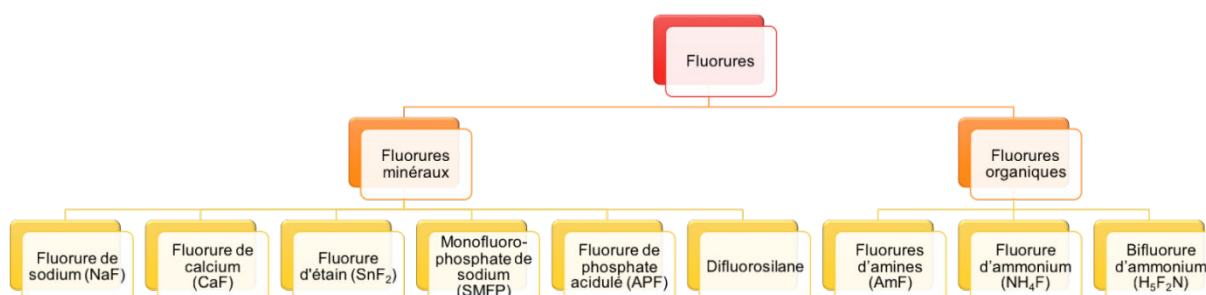


Figure 6 : classification des différents types de fluorures. Source : document personnel.

Ces différents fluorures sont parfois combinés dans les diverses formulations de produits fluorés utilisables en bouche (Marinho et coll., 2003b).

- Formes : dentifrices, bains de bouche, gels, vernis

Le fluor peut être délivré en bouche de trois façons différentes (Benson et coll., 2013) :

- la fluoruration topique permet, selon Marinho et coll. (2016), d'appliquer de fortes concentrations de fluorures directement sur les surfaces dentaires exposées afin d'assurer un effet protecteur local. Par conséquent, les fluorures topiques – qu'ils soient utilisés par le patient lui-même, comme les dentifrices et les bains de bouche, ou mis en œuvre au fauteuil par le praticien, ce qui est le cas des gels et vernis (Marinho et coll., 2003b) - n'ont pas vocation à être ingérés ;
- les dispositifs relarguant du fluor constituent un ensemble de matériaux utilisables dans le cadre des traitements orthodontiques, par exemple, et comprenant les résines composites libérant des fluorures, les ciments verre-ionomères, les compomères et CVI modifiés par addition de résine, les ligatures élastomériques relarguant des fluorures ou encore des dispositifs à relargage lent de fluorures (perles de verre attachées aux brackets, ...) – Benson et coll. (2013) ;
- la supplémentation en fluor par voie alimentaire ou orale, enfin, passe par l'eau, le lait, le sel de table ou encore les comprimés et gouttes fluorés (Haute Autorité de Santé, 2010). Elle emprunte donc la voie systémique.

Ainsi, les doses locales les plus élevées correspondent aux fluorures topiques, dont l'usage s'est particulièrement développé au cours des quatre dernières décennies (Marinho et coll., 2003b, 2016) :

- Dentifrices : de 250 à 2 500 ppm (parties par million) de fluor (Marinho et coll., 2003a ; Lee et coll., 2010).

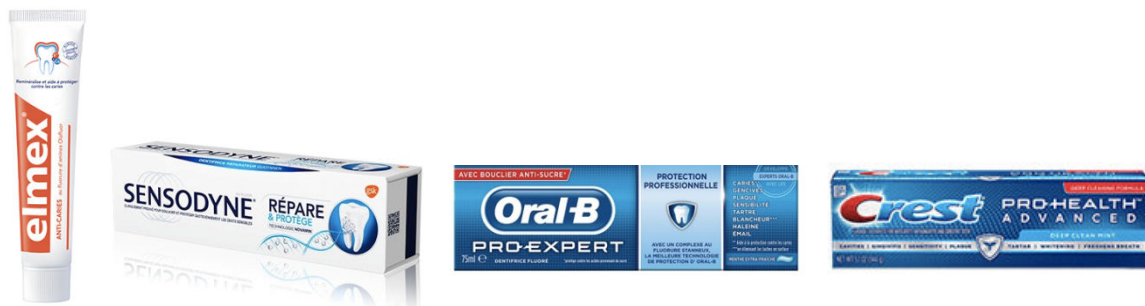


Figure 7 : exemples de dentifrices fluorés : Elmex® Anti-Caries (Colgate®), Sensodyne Répare et Protège (GlaxoSmithKline), Oral-B Pro-Expert (Procter & Gamble), Crest (Procter & Gamble).

Les dentifrices sont la forme la plus répandue de fluorures topiques et ont grandement contribué à réduire la prévalence carieuse dans le monde (Marinho et coll., 2003a).

Pour les enfants de moins de 6 ans, dont l'odontogenèse n'est pas encore terminée, il est recommandé d'utiliser lors des brossages quotidiens des dentifrices dont la concentration en fluor est inférieure ou égale à 500 ppm, afin de limiter les risques de fluorose.

A partir de 6 ans, chez les enfants en âge de débiter un traitement mutliattache, par exemple, la teneur en fluor doit être comprise entre 1 000 et 1 500 ppm en général (supérieure en cas de risque carieux élevé chez les 10 ans et plus) – HAS (2010).

Il est à noter que les dentifrices dont le dosage en fluor est supérieur à 1 500 ppm ne sont plus considérés comme « cosmétiques », mais comme « pharmaceutiques » et nécessitent une Autorisation de Mise sur le Marché. Ils ne se trouvent qu'en pharmacie (UFC-Que-Choisir).

- Bains de bouche : de 100 ppm environ à 20 000 ppm de fluor (Fragou et Eliades, 2010 ; Marinho et coll., 2016).



Figure 8 : exemples de bains de bouche fluorés : Phos-Flur® Rinse (Colgate®), Elmex® Anti-Caries (Colgate®), Meridol® (Gaba), PerioMed™ (Omni International).

Les bains de bouche, par la force du marketing, sont devenus le deuxième élément de l'arsenal en fluoration topique à la maison (Marinho et coll., 2016).

Les préconisations sont d'effectuer un bain de bouche de 1 à 2 minutes par jour pour les dentifrices faiblement concentrés en fluor (moins de 500 ppm) ou un bain de bouche par semaine pour les produits dont la teneur en fluor se situe au-delà de 2000 ppm (Fragou et Eliades, 2010 ; Marinho et coll., 2016).

D'après la Fédération Dentaire Internationale (2002) citée par Marinho et coll. (2016), les programmes de prévention collective basés sur les bains de bouche fluorés sont adaptés pour les enfants à risque carieux élevé essentiellement.

Certains bains de bouche sont acides (pH compris entre 3,5 et 7), d'autres ont un pH neutre (Kao et coll., 2006 ; Fragou et Eliades, 2010 ; Kao et Huang, 2010).

- Gels : de 2 425 à 12 500 ppm de fluor en général (Lee et coll., 2010 ; Marinho et coll., 2015).



Figure 9 : exemples de gels fluorés : Phos-Flur Gel (Colgate®), Prevident® (Colgate®), Nupro Neutral (Dentsply), Nupro APF (Dentsply), Fluogel (Procter & Gamble).

Les gels sont normalement appliqués une ou plusieurs fois par an par un professionnel ou sous supervision (Marinho et coll., 2015), à l'aide d'une gouttière qui est maintenue en bouche approximativement quatre minutes.

Compte tenu du risque d'ingestion, ces produits ne sont pas conseillés pour les enfants de moins de 6 ans.

Le pH d'un gel fluoré varie entre 3,2 et 7,7 (Toumelin-Chemla et coll., 1996). Pour certains (Dawes, 1989), un pH acide potentialiserait l'action des fluorures topiques en favorisant la formation de fluorures de calcium à la surface de l'émail.

- Vernis : de 1 000 à 56 300 ppm de fluor (Marinho et coll., 2013).



Figure 10 : exemples de vernis fluorés : Fluor Protector (Ivoclar Vivadent), CavityShield™ (3M™), Duraphat® (Colgate®), Bifluorid 12® (VOCO GmbH).

Les vernis fluorés mis en œuvre au cabinet dentaire se sont développés dans les années 1960 dans les pays occidentaux, et leur utilisation continue de croître de nos jours.

Leur administration dans le cadre de la prévention carieuse se fait tous les 3 à 6 mois, par un professionnel - au moyen d'un coton salivare ou une microbrush, par exemple. Leur intérêt réside dans leur adhérence prolongée aux surfaces dentaires, ce qui permet des temps de contact importants (jusqu'à 12h après l'application) entre les fluorures et l'émail.

Ils sont utilisables aussi bien chez l'enfant que chez l'adulte, car malgré leur forte concentration en fluorures, les doses délivrées sont bien inférieures aux seuils de toxicité (Marinho et coll., 2013).

Le Duraphat® (Colgate®) est l'une des principales préparations commercialisées en tant que vernis fluoré. Il aurait un pH acide (4,5).

Il convient d'observer, à l'instar de Marinho et coll. (2003b) et Benson et coll. (2013), que ces deux dernières formes de fluoration topique – à savoir, les gels et les vernis -, nécessitent l'intervention du praticien, et par conséquent ont une meilleure efficacité en termes de prévention de la carie car elles ne requièrent à aucun moment la compliance du patient.

Les matériaux de collage et autres ligatures élastomériques relarguant du fluor possèdent cette même caractéristique, à l'inverse des dentifrices et bains de bouche qui s'appuient sur la motivation du patient.

Tableau 3 : exemples de spécialités fluorées et leurs concentrations en fluorures.

Concentration en fluorure(s) (ppm)	NaF	CaF	SnF ₂	SMFP	APF	Difluor o-silane	AmF	NH ₄ F	H ₅ F ₂ N
Produit fluoré									
Dentifrices									
- Elmex® Anti Caries							1 400		
- Sensodyne Répare et Protège				1 450					
- Oral-B Pro-Expert	350		1 100						
- Crest	2 430								
Bains de bouche									
- Acorea (Schiff, 2004)				65,9					
- Phos-Flur® Rinse (Krishnan, 2011 ; Huang, 2013)					200				
- Elmex® (Schiff, 2004 ; Schiff, 2006)	150						100		
- Meridol® (Schiff, 2004 ; Schiff, 2006)			125				125		
- Orabliss (Iijima, 2010)	450 à 900								
- PerioMed™ (Watanabe, 2003)			6 300						
- Fluosept® (Benyahia, 2009)									20 000
Gels									
- Phos-flur gel (Walker, 2005; House, 2008; Mane, 2012)	5 000								
- PreviDent® 5000 (Walker, 2005; House, 2008; Mane, 2012)	5 000								
- Nupro Neutral (Watanabe, 2003)	9 000								
- Nupro® APF (Watanabe, 2003)					12 300				
- Fluogel (ANSM, 2008)	5 530							11 260	
Vernis									
- Fluor Protector (Benson, 2013)						1 000			
- 3M™ CavityShield™ (Marinho, 2013)	22 600								
- Duraphat® (He, 2016)	22 600								
- Lawefluor (Marinho, 2013)	22 600								
- Fluoridin N5 (Marinho, 2013)	22 600								
- Bifluorid 12® (Marinho, 2013)	27 100	29 200							

1.2.2 Propriétés

L'emploi de fluorures topiques sous forme de dentifrice ou de bain de bouche augmente la concentration en fluor des fluides oraux ; les gels et vernis, plus concentrés, entraînent quant à eux une précipitation de fluorures de calcium sur les tissus durs dentaires (Schiff et coll., 2004) et au sein du biofilm bactérien. Ces fluorures précipités serviront par la suite de réservoir en ions fluor F^- qui seront relargués en cas de diminution du pH buccal (Marinho et coll., 2013).

Ces ions fluor participent à la prévention de la carie grâce à trois mécanismes distincts (Benson et coll., 2013) :

- ils empêchent la déminéralisation amélaire (Fragou et Eliades, 2010 ; He et coll., 2016);
- ils contribuent à la reminéralisation de l'émail en formant une couche reminéralisée plus résistante aux attaques acides (Fragou et Eliades, 2010 ; He et coll., 2016). En effet, en cas d'acidification du biofilm, les ions F^- s'associent aux ions H^+ pour former de l'acide fluorhydrique HF (Fragou et Eliades, 2010 ; He et coll., 2016) qui diffuse à travers la plaque jusqu'à l'émail déminéralisé, où les ions F^- interagissent avec les cristaux d'hydroxyapatite pour diminuer la perte minérale. Quand le pH remonte, les ions F^- , combinés aux ions calcium et phosphate relargués par la déminéralisation, se réarrangent en cristaux de fluoroapatite (Marinho et coll., 2016) ;
- ils possèdent des propriétés bactériostatiques (Beline et coll., 2016) et inhibent les enzymes bactériennes responsables de la production des acides à partir de glucides fermentescibles. Ils altèreraient la composition de la plaque, ainsi que son développement et influeraient sur le métabolisme des bactéries. Le fluorure d'étain est même pourvu d'une action bactéricide sur les *Streptocoques mutans* moyennant la pénétration d'étain dans ces cellules, ce qui perturbe leur métabolisme (Camosci et Tinanoff, 1984).

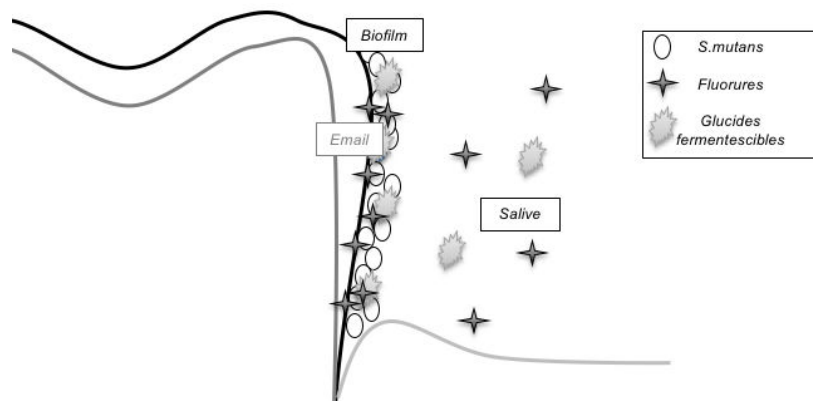


Figure 11 : schéma représentant la répartition des fluorures topiques dans le milieu buccal. Source : document personnel.

Les fluorures se retrouvent à la fois en suspension dans la salive et au contact de l'émail et du biofilm.

D'autre part, les fluorures atténuent l'hypersensibilité dentinaire étant donné que les globules de fluorure de calcium obstruent les tubuli dentinaires exposés. C'est pourquoi certains vernis fluorés (le Duraphat[®], notamment) sont indiqués dans les cas d'hypersensibilité ; leur fréquence d'application diffère alors des recommandations en vigueur dans la prévention carieuse (2 à 3 applications à quelques jours d'intervalle, et non plus 2 à 4 applications par an).

Parmi les effets indésirables recensés des fluorures, des signes de toxicité aiguë ont été rapportés en cas d'ingestion : nausées, vomissements, maux de tête et d'estomac (Marinho et coll., 2015). Ces effets sont rares (Marinho et coll., 2016). L'apparition de fluorose en cas de passage systémique chez l'enfant de moins de 6 ans ainsi que des irritations muqueuses, des réactions allergiques et des colorations dentaires (Marinho et coll., 2016) ont été constatées. Les colorations dentaires seraient principalement dues aux fluorures d'amine contenus dans les bains de bouche (Marinho et coll., 2016) et aux fluorures d'étain des dentifrices (Marinho et coll., 2003a), relativement peu utilisés aujourd'hui.

1.2.3 Indications

- En dentisterie conservatrice

La carie dentaire est un fléau mondial et un problème de santé publique. C'est la maladie chronique qui présente la prévalence la plus élevée, puisqu'elle touche 60 à 90% des enfants en âge d'aller à l'école et une grande majorité des adultes (Marinho et coll., 2003a).

Sa gravité, tant en termes de proportion qu'en termes de sévérité, tend à diminuer dans les pays industrialisés (Marinho et coll., 2003b) depuis la mise en place de programmes de prévention nationaux il y a une trentaine d'années. La moitié des enfants y sont maintenant indemnes de carie (Marinho et coll., 2003b ; Haute Autorité de Santé, 2010).

Cette maladie est en effet évitable par le biais de mesures de prophylaxie simples, au nombre desquelles se trouvent des mesures hygiéno-diététiques de base (brossage des dents avec un dentifrice fluoré et recommandations en matière d'alimentation), le scellement des sillons et bien sûr la fluoration topique (Haute Autorité de Santé, 2010).

Les fluorures topiques constituent un ensemble de moyens de prévention dont le niveau de preuve est modéré à élevé (Marinho et coll., 2003b ; Haute Autorité de Santé, 2010). Ils sont reconnus comme la principale méthode de prévention de la plaque et de la carie dentaire (Noguti et coll., 2012). Ils présentent une efficacité sur la diminution de l'incidence carieuse, quelle que soit la forme (dentifrice, bain de bouche, gel ou vernis) : 26% en moyenne sur les dents permanentes – Marinho et coll. (2003b), avec une plus grande efficacité pour les vernis fluorés (Haute Autorité de Santé, 2010). Walsh et coll. (2010) soulignent que l'efficacité augmente avec la concentration.

Tableau 4 : pourcentages de diminution de l'incidence carieuse (exprimés en fraction prévenue ou Prevented Fraction, PF) selon la forme de fluoruration. D'après Marinho et coll.

Forme galénique	Fraction prévenue (en %)
Dentifrices	21-28% (Marinho et coll., 2003a)
Bains de bouche	23-30% (Marinho et coll., 2003a)
Gels	19-36% (Marinho et coll., 2015)
Vernis	30-57% (Marinho et coll., 2013)
Fluoruration topique en général	25-30 % (Haute Autorité de Santé, 2010)

La HAS (2010) préconise de recourir aux vernis et gels fluorés au même titre qu'au scellement de sillons chez les enfants à risque carieux élevé. Les autres possibilités énoncées sont les compléments fluorés sous forme de gouttes ou de comprimés, ou encore les bains de bouche fluorés pour les plus de 6 ans.

Encadré n° 1 : Comment évaluer le risque de carie individuel ?

■ Classer en « **RCI élevé** » les patients présentant au moins un des facteurs de risque individuels suivants :

- Absence de brossage quotidien avec du dentifrice fluoré
- Ingestions sucrées régulières en dehors des repas ou du goûter (aliments sucrés, boissons sucrées, bonbons)
- Prise au long cours de médicaments sucrés ou générant une hyposialie
- Sillons¹ anfractueux² au niveau des molaires
- Présence de plaque visible à l'œil nu sans révélation
- Présence de caries (atteinte de la dentine) et/ou de lésions initiales réversibles (atteinte de l'émail)

1. sillons : ensemble des zones de congruence de la surface amélaire
2. anfractueux : sillons profonds et étroits à l'examen clinique simple

■ Classer en « **RCI faible** » les patients ne présentant aucun de ces facteurs de risque individuels

Figure 12 : appréciation du risque carieux [...] chez les sujets de moins de 18 ans. Source : HAS (2005).

- En orthopédie dento-faciale (prévention pré-traitement, reminéralisation post-traitement)

Les patients en cours de traitement multiattache sont plus susceptibles de voir apparaître des déminéralisations, d'abord blanches puis brunes (ce qui, selon la classification ICDAS - International Caries Classification and Management System – correspond aux stades 1 et 2 de la carie dentaire (ICDAS)). Cet effet indésirable du traitement orthodontique est observable dès les 4 premières semaines (He et coll., 2016) à 6 premiers mois du traitement (Tufekci et coll., 2011).

Plusieurs raisons à cela : tout d'abord, les attaches orthodontiques entravent mécaniquement les manœuvres d'hygiène, ce qui favorise l'accumulation de plaque à proximité (Fragou et Eliades, 2010 ; Benson et coll., 2013 ; He et coll., 2016). De plus, les sensibilités associées aux activations rendent les patients moins enclins au brossage. La plaque retenue par les attaches voit alors sa composition changer : la quantité de *Streptocoques mutans* et de *lactobacilles* (deux types de bactéries fortement associés à la formation des caries) augmente (Fragou et Eliades, 2010). Le pH de la plaque diminue, ce qui entraîne des déminéralisation amélaire et empêche la reminéralisation (Fragou et Eliades, 2010 ; He et coll., 2016). Enfin, la longueur des traitements orthodontiques (18 mois ou plus en général) augmente le risque de développer des caries (Benson et coll., 2013).

La prévalence des déminéralisations chez les patients porteurs de multiattache varie selon les études de 2 à 96% (He et coll., 2016). En moyenne, des lésions blanches sont dénombrées dans la moitié (Lin et coll., 2012) voire les $\frac{3}{4}$ des cas, contre 32% des patients en l'absence de traitement orthodontique (Enaia et coll., 2011). Cette différence ne s'estompe pas après le traitement, même avec un recul de 5 ans (Øgaard, 1989).

Si certaines déminéralisations se reminéralisent avec une amélioration des techniques d'hygiène ou à la dépose du multiattache, dans d'autres cas, il y a parfois nécessité de recourir à des soins conservateurs (Benson et coll., 2013 ; He et coll., 2016). Les déminéralisations peuvent en effet évoluer vers des stades cavitaires (ICDAS 3 et au-delà (ICDAS)), dans 10% des cas environ (Enaia et coll., 2011).

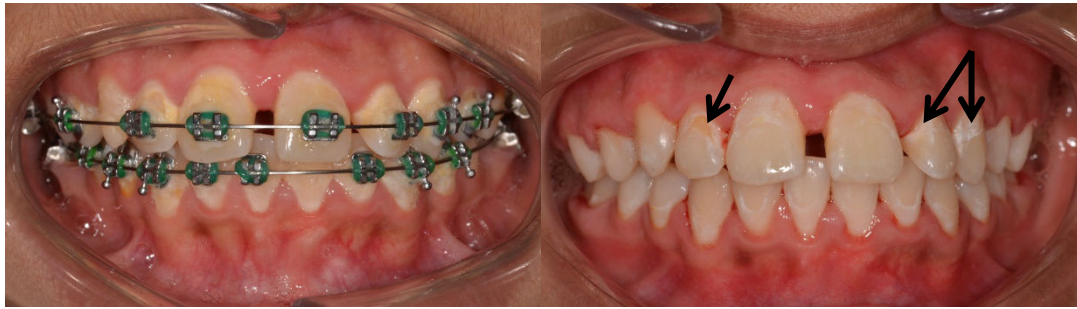


Figure 13 : déminéralisations amélares chez un patient porteur de multiattache. Source : document personnel.

La forme incurvée et la localisation cervicale des lésions sont caractéristiques.

Cependant, des mesures de prévention fondées sur un apport de fluor topique peuvent être mises en œuvre pendant le traitement orthodontique (Fragou et Eliades, 2010), puisqu'il est avéré que les fluorures permettent une reminéralisation amélaire (Lin et coll., 2012). Certains auteurs mentionnent ainsi la prescription de fluorures topiques au quotidien comme solution à une hygiène défectueuse (Walker et coll., 2005) ; dans leur revue Cochrane datant de 2013, Benson et coll. (2013) font état d'une étude (Stecksén-Blicks et coll., 2007) rapportant une diminution de 70% des lésions blanches en cas d'application de vernis fluoré par l'orthodontiste au cours des rendez-vous d'activation toutes les 6 semaines. Enfin, à l'arrêt du traitement multiattache, l'emploi d'un vernis fluoré constituerait la méthode la plus efficace pour obtenir une reminéralisation des lésions (He et coll., 2016).

1.3 Corrosion

1.3.1 Définition

Selon le Dictionnaire d'orthognathodontie de la SFODF (3^e édition (2015)), la corrosion se définit comme la « destruction progressive [d'un matériau] par une action chimique ou mécanique ». La norme ISO 8044 (AFNOR, 2015) précise cette définition comme suit : la corrosion correspond à l' « interaction physico-chimique entre un métal et son milieu environnant entraînant des modifications dans les propriétés du métal et pouvant conduire à une dégradation significative de la fonction du métal, du milieu environnant ou du système technique dont ils font partie ». Pour que ce phénomène ait lieu, il faut donc que l'environnement agisse sur le métal, ce qui engendre une dégradation de ce dernier. Il va alors relarguer des ions métalliques directement en solution, et/ou subir une dissolution progressive de la couche d'oxydes qui le recouvre (House et coll., 2008).

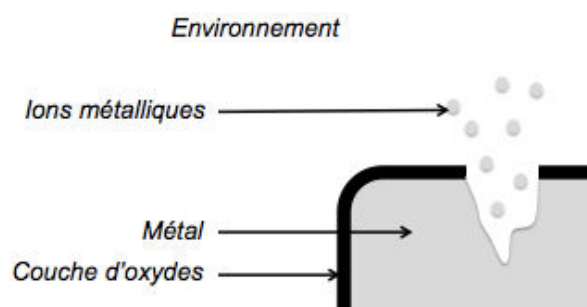


Figure 14 : schéma représentant la corrosion d'un métal passivable. Source : document personnel.

La dissolution de la couche d'oxydes de surface rend le métal vulnérable et suscite le relargage ionique.

La corrosion sèche est à distinguer de la corrosion humide.

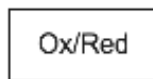
La corrosion sèche a lieu en milieu gazeux. Elle se caractérise par la constitution d'un composé (oxyde, chlorure, sulfure, fluorure...) à la surface du métal grâce à l'interaction entre le métal et les atomes du milieu (O, Cl, SO₂, F...). Cette couche nouvellement formée jouera un rôle plus ou moins protecteur pour le matériau (Dupeux, 2008), à l'image des pellicules d'oxydes de Chrome et d'oxydes de Titane présentes sur les arcs acier/Ni-Co-Cr et base Titane respectivement.

La corrosion humide se produit quant à elle dans un électrolyte (la salive, par exemple). Des ions positifs (cations) et négatifs (anions) se forment dans la solution, résultat de la dissolution du métal dans le liquide (Dupeux, 2008). Si du Fer est plongé dans une solution acide, par exemple, il se dissout en produisant des ions Fe^{2+} selon la réaction suivante : $\text{Fe} \rightarrow \text{Fe}^{2+} + 2\text{e}^-$. Les ions Hydrogène de l'acide captent ensuite les électrons : $2\text{H}^+ + 2\text{e}^- \rightarrow \text{H}_2$, et cette réaction se produit jusqu'à dissolution complète du métal (House et coll., 2008).

1.3.2 Réactions Red/Ox, potentiel de corrosion

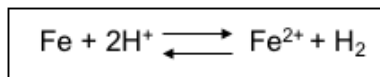
Chimiquement, dans le cas de la corrosion sèche comme dans celui de la corrosion humide, il s'agit de réactions d'oxydo-réduction, autrement dit, un échange électronique entre le métal et une espèce oxydante de son environnement (House et coll., 2008). L'oxydant capte les électrons ; le métal, qui cède les électrons, est réducteur.

Classiquement, un couple oxydant/réducteur se présente sous la forme suivante :

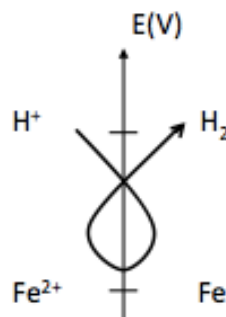


Exemple : H^+/H_2 , Fe^{2+}/Fe .

Pour ces deux couples, la réaction d'oxydo-réduction s'écrira comme suit :



L'oxydant du couple 1 interagit avec le réducteur du couple 2 selon le schéma suivant :



La zone dénommée « anode » voit se dérouler l'oxydation ; la réduction survient au niveau de la cathode (Dupeux, 2008). Dans les zones anodiques, il y a libération d'électrons et de cations par le métal. Dans les zones cathodiques, les électrons métalliques interagissent avec les atomes environnants pour former des anions.

Il est possible de déterminer pour chaque métal un potentiel électrique standard en utilisant une électrode de référence à hydrogène, ou E_{SH} .

Tableau 5 : échelle des potentiels standards E_{SH} d'oxydo-réduction de quelques métaux. Source : Dupeux (2008).

Métal	Réaction	Potentiel (V)
Au	$Au \rightleftharpoons Au^{3+} + 3e^-$	+ 1,50
Pt	$Pt \rightleftharpoons Pt^{2+} + 2e^-$	+ 1,19
Pd	$Pd \rightleftharpoons Pd^{2+} + 2e^-$	+ 0,99
Hg	$Hg \rightleftharpoons Hg^{2+} + 2e^-$	+ 0,85
Ag	$Ag \rightleftharpoons Ag^+ + e^-$	+ 0,80
Hg	$2 Hg \rightleftharpoons Hg_2^{2+} + 2e^-$	+ 0,79
Cu	$Cu \rightleftharpoons Cu^+ + e^-$	+ 0,52
Cu	$Cu \rightleftharpoons Cu^{2+} + 2e^-$	+ 0,34
Référence : Hydrogène	$H_2 \rightleftharpoons 2 H^+ + 2e^-$	0
Pb	$Pb \rightleftharpoons Pb^{2+} + 2e^-$	- 0,13
Sn	$Sn \rightleftharpoons Sn^{2+} + 2e^-$	- 0,14
Ni	$Ni \rightleftharpoons Ni^{2+} + 2e^-$	- 0,25
Co	$Co \rightleftharpoons Co^{2+} + 2e^-$	- 0,28
Cd	$Cd \rightleftharpoons Cd^{2+} + 2e^-$	- 0,40
Fe	$Fe \rightleftharpoons Fe^{2+} + 2e^-$	- 0,44
Cr	$Cr \rightleftharpoons Cr^{3+} + 3e^-$	- 0,74
Zn	$Zn \rightleftharpoons Zn^{2+} + 2e^-$	- 0,76
Cr	$Cr \rightleftharpoons Cr^{2+} + 2e^-$	- 0,91
Mn	$Mn \rightleftharpoons Mn^{2+} + 2e^-$	- 1,18
Zr	$Zr \rightleftharpoons Zr^{4+} + 4e^-$	- 1,53
Ti	$Ti \rightleftharpoons Ti^{2+} + 2e^-$	- 1,63
Al	$Al \rightleftharpoons Al^{3+} + 3e^-$	- 1,67
Mg	$Mg \rightleftharpoons Mg^{2+} + 2e^-$	- 2,37
Na	$Na \rightleftharpoons Na^+ + e^-$	- 2,71
Ca	$Ca \rightleftharpoons Ca^{2+} + 2e^-$	- 2,87
K	$K \rightleftharpoons K^+ + e^-$	- 2,92
Li	$Li \rightleftharpoons Li^+ + e^-$	- 3,05

Si le potentiel standard est positif, le métal est considéré comme noble et ne se corrode pas. Plus le potentiel standard est négatif, plus le métal est susceptible à la corrosion. Ces potentiels varient en présence d'une couche de passivation (c'est le cas pour des métaux purs tels que le Cr, le Ti, ... mais aussi pour des alliages – acier, Co-Cr, alliages base Titane) et en fonction de la composition métallique des alliages.

1.3.3 Mécanismes

Il faut différencier corrosion uniforme et corrosion localisée (Crolet et Béranger, 1998).

- Corrosion uniforme

La corrosion uniforme, tout d'abord, représente la majorité des cas de corrosion. Tous les métaux sont concernés, bien qu'à des degrés divers. L'intégralité de la surface du métal réagit électrochimiquement selon une réaction d'oxydo-réduction avec le milieu environnant. Le métal est donc dissous uniformément (Dupeux, 2008). Ce type de corrosion peut longtemps passer inaperçu (Eliades, 2002 ; House et coll., 2008). C'est dans ce cas précis que l'on retrouve les trois principaux modes de résistance à la corrosion :

- l'inertie chimique (dissolution lente du métal ou de l'alliage, du fait de son potentiel relativement élevé – c'est le cas des alliages de Nickel),
- la passivité (formation d'une couche protectrice en surface, comme pour le Titane)
- et les dépôts de corrosion protecteurs (précipitation de produits de corrosion en surface du métal, qui limitent la diffusion – valable pour l'acier, notamment) – Crolet et Béranger (1998).

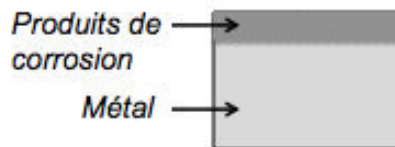


Figure 15 : schéma de la corrosion uniforme. Source : document personnel.

- Corrosion localisée

La corrosion localisée s'explique par un galvanisme entre des zones hétérogènes (Crolet et Béranger, 1998). Elle rassemble trois types de corrosions différents, qui sont :

- la corrosion cavernueuse (« *crevice corrosion* » en anglais). Elle résulte d'une aération différentielle entre un interstice microscopique dans le matériau et le milieu environnant ; le contenu de la fissure s'acidifie et devient de plus en plus corrosif (Crolet et Béranger, 1998 ; Eliades et coll., 2004).

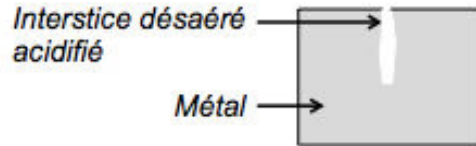
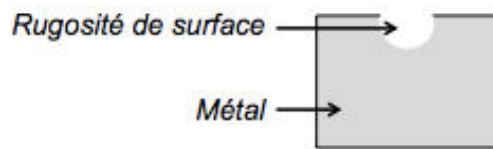


Figure 16 : schéma de la corrosion caverneuse. Source : document personnel.

- la corrosion par piqûres (« *pitting corrosion* »). C'est une forme de corrosion ponctuelle, limitée aux zones les plus réactives de la surface du matériau (Dupeux, 2008). Elle débute par une dissolution locale, et les produits de corrosion instables entretiennent une réaction en chaîne localisée au site de corrosion (Crolet et Béranger, 1998). En orthodontie, les arcs et brackets présentant de nombreuses



rugosités en surface ; ces sites étaient susceptibles de présenter une corrosion localisée (Eliades, 2002 ; House et coll., 2008).

Figure 17 : schéma de la corrosion par piqûres. Source : document personnel.

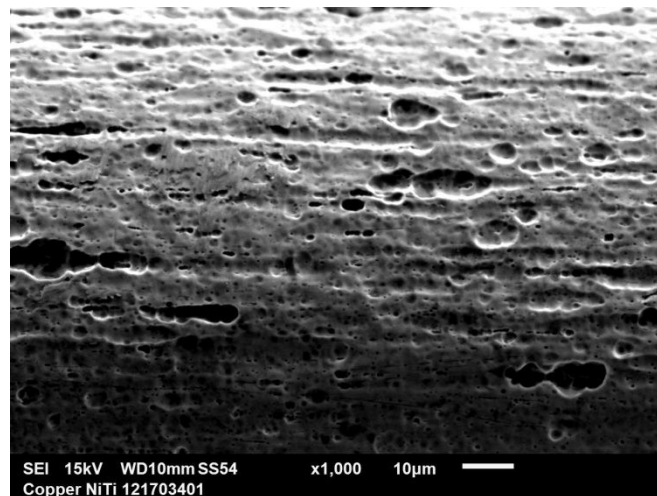


Figure 18 : microphotographie d'un arc CuNiTi 0.017x0.025'' (35 °C Thermo-Active Copper NiTi, Ormco, Glendora, Calif) obtenue au Microscope Électronique à Balayage. Source : document personnel.

De nombreuses irrégularités sont visibles en surface – ce sont de potentiels sièges de corrosion par piqûres.

- la corrosion sous contrainte ou sous tension (« *stress corrosion* »). Sous l'effet d'une contrainte mécanique, un potentiel électrochimique peut apparaître à la surface du métal, avec formation de sites anodiques et de sites cathodiques qui vont provoquer des réactions d'oxydo-réduction. C'est ce qui arrive quand un arc orthodontique est ligaturé aux brackets (House et coll., 2008), notamment dans les cas d'encombrement (Eliades, 2002). Le risque est une fissuration rapide (Crolet et Béranger, 1998 ; Dupeux, 2008).

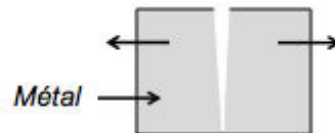
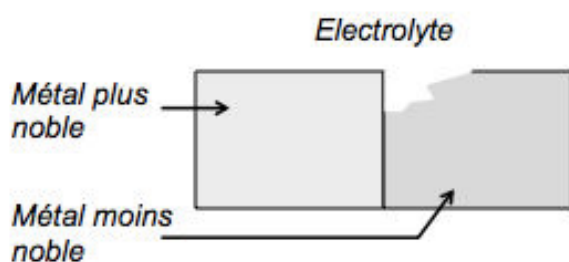


Figure 19 : schéma de la corrosion sous contrainte. Source : document personnel.

La corrosion localisée serait pour certains auteurs plus redoutable que la corrosion généralisée, à cause de sa capacité à engendrer des fissures au sein du matériau (Kassab et Gomes, 2013).

La corrosion galvanique est une forme de corrosion qui peut être uniforme ou localisée. Aussi appelée corrosion bimétallique, elle survient quand deux métaux de potentiels différents (ou deux zones hétérogènes d'un même métal – House et coll. (2008)) sont couplés dans une solution conductrice. Le métal dont le potentiel est le plus faible devient l'anode. Celui dont le potentiel est le plus élevé constitue la cathode (Eliades, 2002). Il y a ainsi formation d'une pile (Fernández-Miñano et coll., 2011). C'est préférentiellement au niveau du métal le plus électronégatif que les réactions d'ionisation et de dissolution ont lieu. Si la différence de potentiel est comprise entre 0 et 0,3V, ce processus peut être considéré comme négligeable. Au-delà, le métal le plus électronégatif sera rapidement dissous (Dupeux, 2008).

En dentisterie, une pile peut se former entre une couronne en or et un amalgame en mercure, par exemple ; en orthodontie, les cas les plus notables concernent les



brackets dont la base et les ailettes sont de compositions différentes (House et coll., 2008), mais aussi le galvanisme entre les brackets, les arcs et les ligatures métalliques (Fernández-Miñano et coll., 2011).

Figure 20 : schéma de la corrosion galvanique. Source : document personnel.

Il existe de nombreux mécanismes de corrosion dérivés, combinaisons de tous les types de corrosion décrits précédemment :

- la corrosion intergranulaire (« *intergranular corrosion* »). Elle est due à une hétérogénéité entre les joints de grains et les grains qui composent la microstructure du métal, hétérogénéité qui va être à l'origine d'un couplage galvanique (Crolet et Béranger, 1998). Cette hétérogénéité s'observe principalement dans les métaux qui ont été soudés ou brasés - l'acier inoxydable, par exemple. L'augmentation de la température induit une précipitation de carbure de chrome aux joints de grains, qui deviennent des sites particulièrement réactifs (Eliades, 2002). En outre, le chrome ayant été consommé pour former du carbure de chrome ne pourra plus être utilisé pour la couche passive, ce qui contribue à la diminution de la résistance à la corrosion de l'acier (House et coll., 2008).

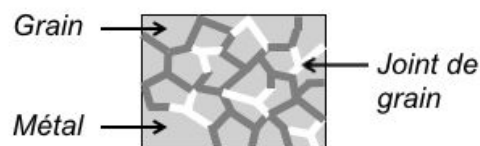


Figure 21 : schéma de la corrosion intergranulaire. Source : document personnel.

- la corrosion sélective (« *selective corrosion* »). Il s'agit d'une corrosion galvanique entre les différentes phases d'un alliage polyphasé. La phase la plus électro-négative est la cible d'une dissolution préférentielle ; seule une structure métallique poreuse persiste (Crolet et Béranger, 1998 ; Dupeux, 2008).

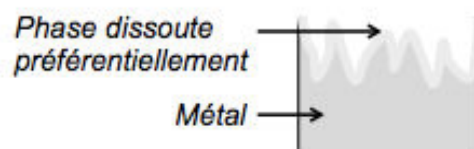


Figure 22 : schéma de la corrosion sélective. Source : document personnel.

- la fragilisation par l'hydrogène (« *hydrogen embrittlement* »). Dans les milieux corrosifs riches en ions H^+ , ces derniers sont réduits à la surface du métal, ce qui se traduit par une adsorption d'atomes d'hydrogène. Les propriétés mécaniques du matériau s'en trouvent réduites, car ses atomes sont responsables de fissurations et de ruptures des métaux (Crolet et Béranger, 1998).

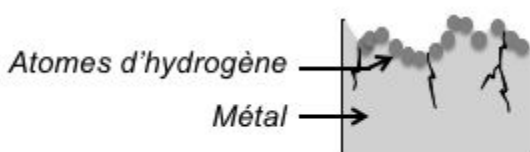


Figure 23 : schéma de la fragilisation par l'hydrogène. Source : document personnel.

- la corrosion par fatigue (« *fatigue corrosion* »). Des contraintes cycliques appliquées au métal ont tendance à causer des fractures ; ce phénomène est connu sous le nom de « fatigue ». Si, de plus, le matériau est plongé dans un milieu corrosif, le processus s'accélère – il s'agit alors de corrosion par fatigue (Crolet et Béranger, 1998 ; Eliades, 2002). Ni le NiTi, ni le TMA, ni l'acier inoxydable ne semblent y être sujets (Widu et coll., 1999).

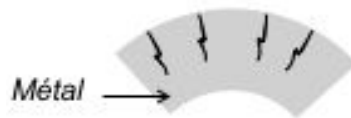


Figure 24 : schéma de la corrosion par fatigue. Source : document personnel.

- la corrosion abrasion (« *abrasion corrosion* »). Des particules solides en suspension dans le milieu détruisent par frottement les couches protectrices de surface du métal. Si ces dernières étaient constituées de dépôts de corrosion protecteurs, qui se déposent lentement, elles ne se reformeront pas assez rapidement et le métal sera plus susceptible à la corrosion. Si le métal était recouvert d'une couche de passivation (ce qui est le cas de l'acier inoxydable et du Titane, notamment), sa résistance à la corrosion sera moins impactée (Crolet et Béranger, 1998).

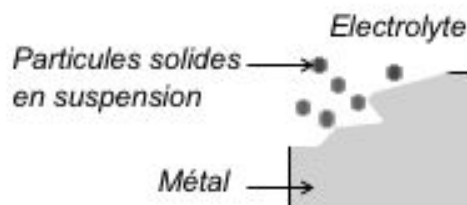


Figure 25 : schéma de la corrosion abrasion. Source : document personnel.

- la corrosion érosion (« *erosion corrosion* »). Un mécanisme similaire intervient : les couches protectrices de surface sont dégradées, mais en l'absence de particule solide cette fois-ci (Crolet et Béranger, 1998).

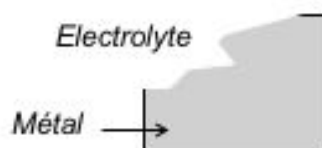


Figure 26 : schéma de la corrosion érosion. Source : document personnel.

- la tribocorrosion et la corrosion sous frottement/par contact (« *fretting corrosion* »). En cas de contact continu entre deux métaux, un phénomène de soudure à froid se produit à l'interface (Eliades et coll., 2004). A terme, la couche de protection est interrompue et la vitesse de corrosion s'accélère. C'est le cas notamment à l'interface bracket/arc (Eliades, 2002 ; House et coll., 2008).

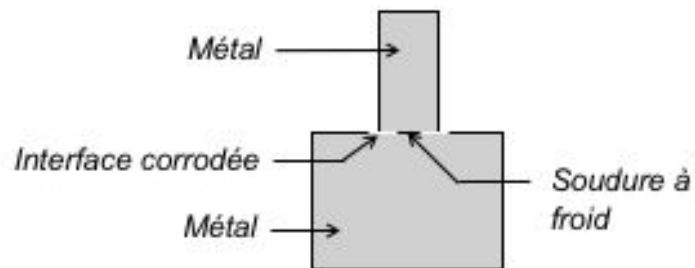


Figure 27 : schéma de la tribocorrosion. Source : document personnel.

- la corrosion bactérienne (« *microbiologically influenced corrosion* »). Les bactéries sont capables - de par leur activité enzymatique - de consommer des composés métalliques (inhibiteurs de corrosion, agents passivants), mais aussi de produire des altérations environnementales (telles qu'une diminution de l'oxygène et une acidification du milieu) – Crolet et Béranger (1998) ; Eliades et coll. (2004). Ces deux actions contribuent à augmenter la vulnérabilité du métal à la corrosion, d'autant que le biofilm s'auto-entretient grâce aux produits de corrosion qu'il absorbe - ceux-ci le rendant résistant aux antibiotiques (House et coll., 2008).

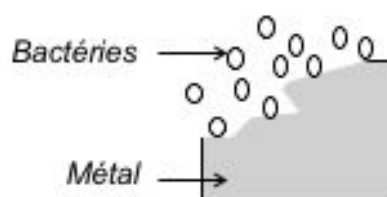


Figure 28 : schéma représentant la corrosion bactérienne. Source : document personnel.

La corrosion des métaux dans le milieu endobuccal résulte donc d'un ensemble de facteurs combinés et dépend des métaux en eux-mêmes, de la salive, des contraintes mécaniques appliquées et des bactéries présentes.

2. Impact clinique de la corrosion

Bien qu'elle permette une certaine résistance à la corrosion, la couche d'oxydes qui recouvre les arcs orthodontiques n'est pas infaillible : dans certaines conditions (en milieu fluoré et/ou acide, par exemple, dans le cas des arcs à base de Nickel-Titane), elle est susceptible à la dégradation (Abalos et coll., 2011). Attendu que sa re-formation nécessite une période de latence, il se produit alors inmanquablement un relargage d'ions au niveau de la surface métallique exposée (Kang et coll., 2008). Ce relargage serait visible selon les auteurs dans les semaines (Petoumenou et coll., 2009) voire les mois (Faccioni et coll., 2003) qui suivent la mise en place des arcs, mais ces observations sont controversées (Eliades, 2002). Il est cependant admis que les changements induits par le relargage ionique ne sont objectivables que pendant les six premiers mois au maximum (Faccioni et coll., 2003 ; Petoumenou et coll., 2009 ; Hafez et coll., 2011), indiquant soit une diminution du relargage, soit une tolérance de l'hôte.

Les ions concernés sont :

- le Nickel (Schiff et coll., 2004, 2006 ; Cioffi et coll., 2005 ; Kao et coll., 2007 ; Fragou et Eliades, 2010 ; Lee et coll., 2010 ; Rerhrhaye et coll., 2014),
- le Titane (Kao et coll., 2007 ; Lindholm-Sethson et Ardlin, 2008)
- et le Chrome, principalement (Schiff et coll., 2006 ; Kao et coll., 2007 ; Fragou et Eliades, 2010).

Dès lors, ces ions peuvent diffuser dans la salive du patient (Amini et coll., 2012), dans le biofilm (Fors et Persson, 2006), et même dans les tissus mous (Huang et coll., 2013) voire dans l'organisme (Faccioni et coll., 2003 ; Schiff et coll., 2004 ; Kao et coll., 2007).

Les effets rapportés sont de deux natures : des problèmes de biocompatibilité, d'une part, et un impact sur l'efficacité du traitement d'autre part (Kassab et Gomes, 2013). De fait, les ions Nickel tout particulièrement seraient responsables d'effets indésirables tels que des réactions allergiques ainsi qu'une cytotoxicité, mutagénicité et carcinogénicité (Schiff et coll., 2004, 2006 ; Krishnan et coll., 2014). Le relargage ionique influencerait aussi les propriétés mécaniques des appareils orthodontiques (Kao et coll., 2007 ; House et coll., 2008).

Les doses relarguées (que ce soit dans la salive ou dans le sang) seraient significativement inférieures à l'apport alimentaire quotidien et aux seuils de toxicité : 40 µg/j pour le Nickel, 36 µg/j pour le Chrome (Eliades, 2002 ; Faccioni et coll., 2003).

Tableau 6 : doses moyennes et maximales définies pour le Nickel et le Chrome (valeurs en vigueur aux Etats-Unis en 2001). Source : Micronutrients (2001a, 2001b)

	Apport alimentaire quotidien	Seuil de toxicité
Nickel	200-300 µg/j	1 mg/j
Chrome	50-200 µg/j	/

Etant donnée la rareté des effets indésirables du Chrome, aucun seuil de toxicité n'a été défini.

2.1 Conséquences pour l'hôte

Le traitement orthodontique en lui-même peut être iatrogène (glossite, goût métallique, gingivite, desquamations/gerçures, erythème multiforme ou hypertrophie gingivale - Fernández-Miñano et coll. (2011). Le fluor, lui aussi, est potentiellement responsable d'effets indésirables (toxicité, irritations muqueuses, réactions allergiques, colorations dentaires – Marinho et coll. (2015, 2016) -, fluorose – Walsh et coll. (2010)). Indépendamment de cela, un certain nombre de réactions liées à l'action du fluor sur les arcs et au relargage d'ions par ces derniers ont été relevées.

2.1.1 Toxicité

Il a été montré in vitro que les ions Nickel et Chrome avaient des effets cytotoxiques (Fragou et Eliades, 2010), les ions Titane étant quant à eux biocompatibles (Kang et coll., 2008). Même si les ions relargués le sont dans des quantités bien inférieures aux doses toxiques, ils pourraient nuire aux cellules de la muqueuse buccale (Faccioni et coll., 2003), d'autant plus qu'ils sont directement au contact des tissus (ce qui n'est pas le cas des alliages de nickel utilisés pour les prothèses articulaires, autour desquelles se forme une capsule fibreuse – Krishnan et coll. (2014)).

Les conséquences cellulaires relevées intéressent principalement les leucocytes et les cellules épithéliales :

- pour les polynucléaires : perturbation de la phagocytose, diminution de la chimiotaxie des neutrophiles ;
- pour les monocytes et les cellules endothéliales : activation et troubles inflammatoires (Eliades, 2002) ;
- pour les cellules épithéliales : stimulation de l'apoptose (Spalj et coll., 2012).

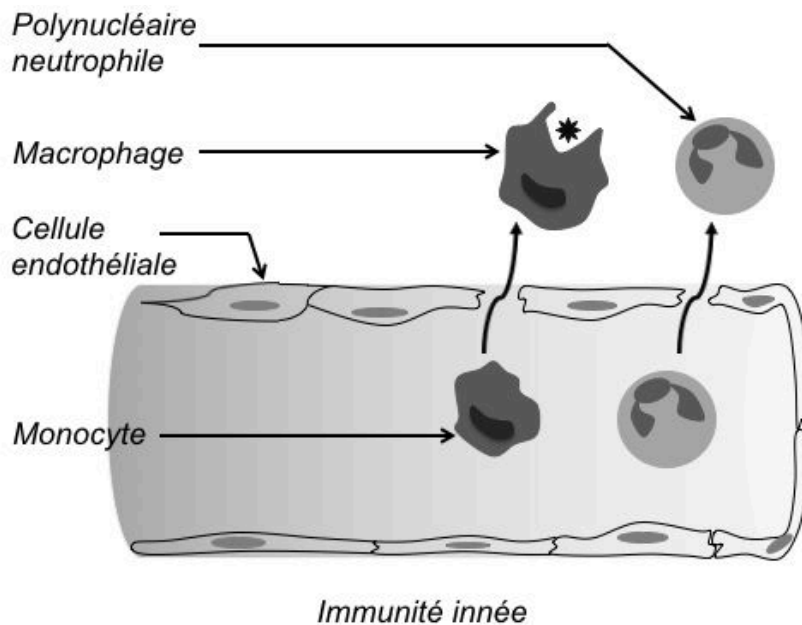


Figure 29 : schéma représentant les mécanismes mis en jeu dans l'immunité innée. D'après d'Abbas et coll. (2016).

Les cellules endothéliales expriment des molécules d'adhésion cellulaire auxquelles les leucocytes – monocytes et polynucléaires neutrophiles notamment – vont se lier. Des chimioattractants permettent ensuite à ces derniers de pénétrer les tissus, où a lieu la différenciation des monocytes en macrophages. Les neutrophiles et les macrophages peuvent alors phagocyter les pathogènes (Abbas et coll., 2016).

En ce qui concerne les fibroblastes ligamentaires et gingivaux, Eliades et coll. (2004) concluent que les ions relargués par les alliages Nickel-Titane (au même titre que ceux qui sont issus de l'acier inoxydable d'ailleurs) n'ont pas d'impact sur leur viabilité et leur physiologie.

Tous les auteurs s'accordent sur le fait que les résultats obtenus in vitro ne sont pas transposables in vivo (Eliades et coll., 2004 ; Kao et coll., 2007). Dans une revue de littérature datant de 2008, House et coll. (House et coll., 2008) font état d'une absence de cytotoxicité aiguë ; Kao et coll. (2007), pour leur part, considèrent que les effets cellulaires in vivo des ions relargués sont insignifiants.

Il faut aussi rappeler qu'hormis les appareils orthodontiques, les apports de Nickel au quotidien proviennent de l'air environnant, de l'eau de boisson, de la nourriture, des produits cosmétiques, et des boucles d'oreilles, notamment (Eliades et coll., 2004).

2.1.2 Hypersensibilité, allergie au nickel

L'allergie au Nickel constitue l'une des allergies les plus répandues en Europe, puisqu'elle touche entre 5 et 30% de la population générale (Cioffi et coll., 2005 ; Kao et coll., 2007 ; Melsen, 2012). Des réactions d'hypersensibilité ont pu être rapportées suite à la mise en place d'arcs orthodontiques en Nickel-Titane (Eliades, 2002 ; Kao et coll., 2007 ; Lindholm-Sethson et Ardlin, 2008), mais la plupart des manifestations allergiques relevées chez les porteurs d'appareils orthodontiques sont en lien avec les forces extra-orales (Eliades, 2002 ; House et coll., 2008). Le pourcentage de patients réagissant au Nickel en orthodontie reste faible, à hauteur de 1% (House et coll., 2008).



Figure 30 : dermatite de contact due à une force extra-orale. Source : Travess et coll. (2004).

85% des réactions allergiques qui se produisent chez des patients traités orthodontiquement sont des dermatites de contact, et la grande majorité d'entre elles sont dues aux composants métalliques des forces extra-orales (House et coll., 2008).

Dans la grande majorité des cas, il s'agit de dermatites de contact, caractérisées par des rougeurs, des démangeaisons, des gerçures, des éruptions cutanées et des desquamations. Les manifestations cliniques endobuccales observées rassemblent érythèmes, tuméfactions, hyperplasies gingivales, cheilites angulaires, sensations de brûlure, pertes du goût et sensibilités (Eliades, 2002 ; Schiff et coll., 2006 ; House et coll., 2008 ; Noble et coll., 2008 ; Ortiz et coll., 2011 ; Melsen, 2012). Elles peuvent être temporaires ou permanentes (Fragou et Eliades, 2010).



Figure 31 : cheillite angulaire chez une patiente porteuse d'arcs CuNiTi et présentant une hypersensibilité au nickel. Source : Melsen (2012).

Tous les arcs à base de NiTi, y compris les arcs CuNiTi, peuvent induire des réactions chez les patients hypersensibles au Nickel.

Le mécanisme mis en cause s'apparente à une hypersensibilité de type IV – ou hypersensibilité retardée (Noble et coll., 2008). Cela signifie que le ou la patient(e) doit au préalable avoir été sensibilisé au Nickel - par le port de boucles d'oreilles, par exemple - pour voir se produire ce type de réaction. Les signes apparaissent environ 24 à 72h après une exposition secondaire au Nickel - en l'occurrence, 24 à 72h après la mise en place des arcs NiTi (Kuby et coll., 2008 ; Abbas et coll., 2016). Pour plusieurs auteurs (Schiff et coll., 2004 ; Cioffi et coll., 2005 ; Kao et coll., 2007), l'utilisation d'arcs orthodontiques à base de Nickel-Titane chez des individus non hypersensibles à l'origine pourrait induire l'apparition d'une hypersensibilité au Nickel. Toutefois, il n'y a pas de consensus dans la communauté scientifique : certains affirment même qu'une exposition précoce au Nickel entraînerait une diminution des hypersensibilités (Eliades, 2002, 2007). Le risque pour un patient initialement non hypersensible au Nickel de le devenir en cours de traitement orthodontique semble faible, car le relargage s'effectue très lentement, sur une longue période de temps (Eliades, 2002 ; Wendl et coll., 2017).



Figure 32 : allergie au Nickel liée à une boucle d'oreille. Source : Académie Américaine de Dermatologie (American Academy of Dermatology).

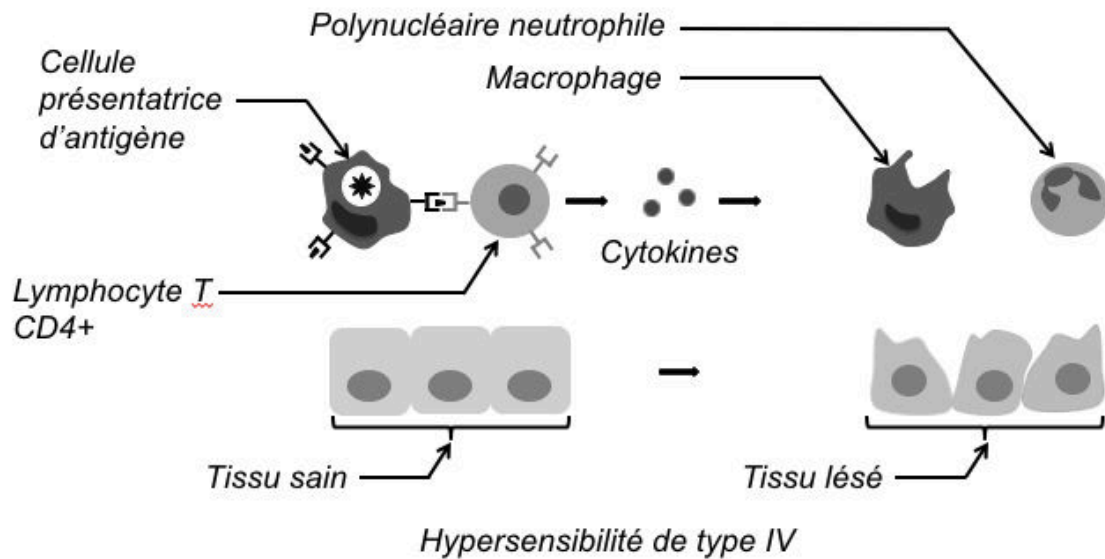


Figure 33 : schéma représentant une réaction d'hypersensibilité de type IV (médiée par les lymphocytes T CD4+). D'après Abbas et coll. (2016).

Les lymphocytes T préalablement sensibilisés à un antigène sont activés par la présentation de cet antigène et produisent des cytokines qui vont induire une inflammation mettant en jeu des neutrophiles et des macrophages. L'action de ces derniers provoque alors des lésions tissulaires, signes de l'inflammation.

En cas d'hypersensibilité pré-existante, des alternatives « sans Nickel » se sont développées. Ce sont principalement des alliages d'acier inoxydable (Eliades, 2002, 2007).

2.1.3 Mutagénicité, carcinogénicité

Des études épidémiologiques et sur culture cellulaire impliquent les ions Nickel dans l'étiopathogénie des cancers nasaux et pulmonaires (Faccioni et coll., 2003). Les ions Nickel, au même titre que les ions Chrome d'ailleurs, sont considérés comme des carcinogènes chimiques (Hafez et coll., 2011). L'effet mutagène et carcinogène des ions Nickel pourrait s'observer même à des doses inférieures aux seuils de toxicité (Eliades, 2002 ; Fernández-Miñano et coll., 2011 ; Amini et coll., 2012), d'autant plus quand il s'agit d'un relargage chronique (Hafez et coll., 2011).

Plusieurs phénomènes ont été évoqués pour expliquer cet effet :

- une hypoxie cellulaire induite par le Nickel et impliquant soit le gène Cap 43, soit la lactate deshydrogénase et donc un stress oxydatif (Eliades, 2002 ; Faccioni et coll., 2003 ; Spalj et coll., 2012) ;

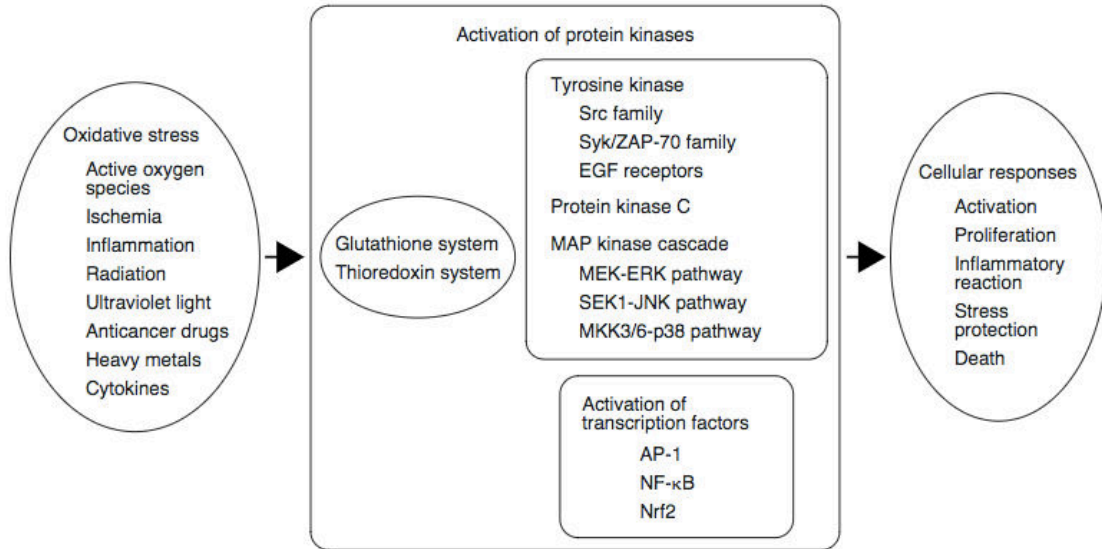


Figure 34 : stress oxydatif et réponses cellulaires. Source : Yoshikawa et Naito (2002).

Les métaux, par le biais de mécanismes tels qu'une diminution de la Lactate Deshydrogenase (LDHA), enzyme clé du métabolisme du glucose, peuvent provoquer une augmentation du stress oxydatif, ce qui va affecter l'équilibre redox intracellulaire et ainsi contribuer à une augmentation des protéines kinases. Ces dernières, au travers d'une cascade d'activations, entraînent diverses réponses cellulaires, dont la prolifération et l'apoptose (Le et coll., 2010).

- des atteintes directes aux bases nucléiques et à l'ADN (méthylations, mutations, liaisons intercaténares, cassures simple brin), sources d'instabilité (Eliades, 2002 ; Faccioni et coll., 2003 ; Fernández-Miñano et coll., 2011 ; Amini et coll., 2012) ;

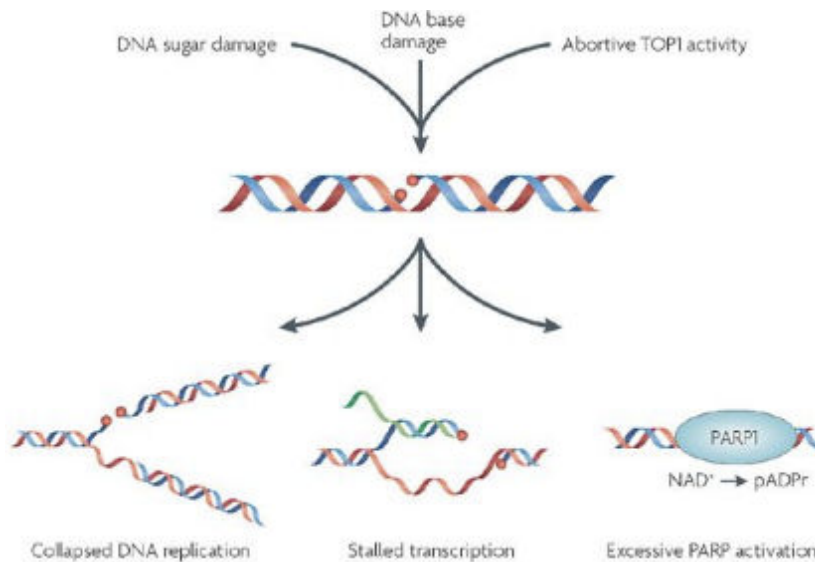


Figure 35 : schéma représentant les cassures d'ADN simple brin et leurs conséquences. Source : Caldecott (2008).

Trois mécanismes sont responsables de ce type de cassure :

- l'oxydation des sucres constitutifs de l'ADN par des dérivés réactifs de l'oxygène, ce qui conduit à une dégradation directe du sucre oxydé,
- une altération des bases qui entraîne un phénomène de réparation par excision de base, au cours duquel la cassure peut se produire
- ou enfin, des troubles de l'activité de certaines enzymes, comme la Topoisomerase 1 (TOP1), qui clive alors l'ADN sans réparation ultérieure.

La réplication de l'ADN s'arrête, ce qui entraîne une instabilité génétique ou la mort cellulaire. La transcription peut aussi s'interrompre. Enfin, une apoptose liée à une suractivation de la protéine cellulaire PolyADP-RibosePolymerase 1 (PARP-1) peut avoir lieu.

La conséquence sera l'apparition de maladies auto-immunes.

- une action sur la liaison des facteurs nucléaires et des facteurs de transcription type NFκB et AP-1 aux séquences d'ADN (Eliades, 2002 ; Faccioni et coll., 2003) – cf figure 34 ;
- l'inhibition par le Nickel de certaines réparations d'ADN (par action sur les enzymes réparatrices de l'ADN (comme les 8-oxo-2-deoxyguanosine et 5-triphosphate-pyrophosphatases) ou par suppression des réparations par excision de bases (Eliades, 2002 ; Faccioni et coll., 2003) ;

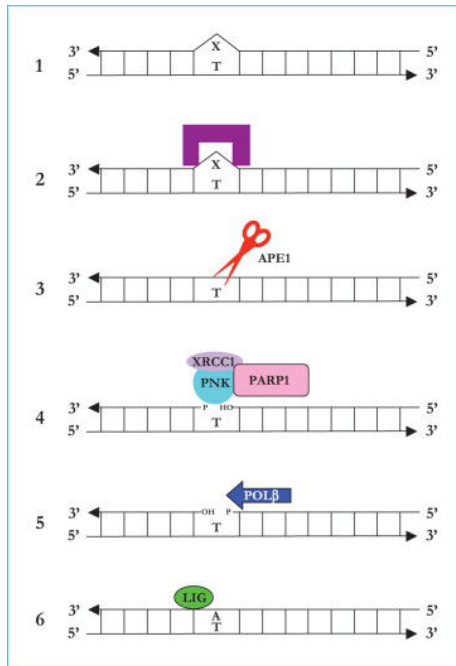


Figure 36 : réparation de l'ADN par excision de base. Source : Pourquoiier et Robert (2011).

Une base X altérée est excisée. Diverses protéines entrent alors en jeu, jusqu'à l'ADN polymérase, qui synthétise la base manquante grâce au brin intact. Une ADN ligase assure ensuite la jonction au niveau du brin réparé.

- l'augmentation de la réponse inflammatoire, l'inhibition des antioxydants cellulaires (dont les systèmes glutathion et thioredoxine), et l'augmentation de la peroxydation lipidique, qui peuvent contribuer à la survenue de mutations (Fernández-Miñano et coll., 2011).

Les études sont contradictoires : si plusieurs auteurs rapportent des dommages momentanés à l'ADN en présence d'ions Nickel – dommages qui ne sont plus visibles à 6 mois (Hafez et coll., 2011) ou à 30 jours post-débaguage (Natarajan et coll., 2011) du fait d'une tolérance ou d'une réparation de l'ADN, d'autres ne signalent pas de génotoxicité (House et coll., 2008). Selon certains, même, une amélioration de la viabilité cellulaire surviendrait à faible dose, mais il est cependant bien précisé que des quantités plus élevées de Nickel impactent négativement la croissance cellulaire (Kao et coll., 2007).

2.2 Conséquences pour les arcs

Outre les effets indésirables de la corrosion pour le patient, de nombreuses répercussions sur les arcs eux-mêmes ont été signalées. Cela va des modifications de l'état de surface aux fractures des arcs, en passant par une altération de leurs propriétés mécaniques.

2.2.1 Etat de surface

Lors de l'application de fluor sur des arcs à base de NiTi, un processus de corrosion par piqûres (et/ou de corrosion caverneuse) se manifeste en surface (Toumelin-Chemla et coll., 1996 ; Eliades, 2002 ; Eliades et Bourauel, 2005 ; Kao et Huang, 2010 ; Abalos et coll., 2011 ; Mane et coll., 2012 ; Rerhrhaye et coll., 2014). De ce fait, la couche d'oxydes protectrice est dégradée de façon localisée (Lin et coll., 2012).

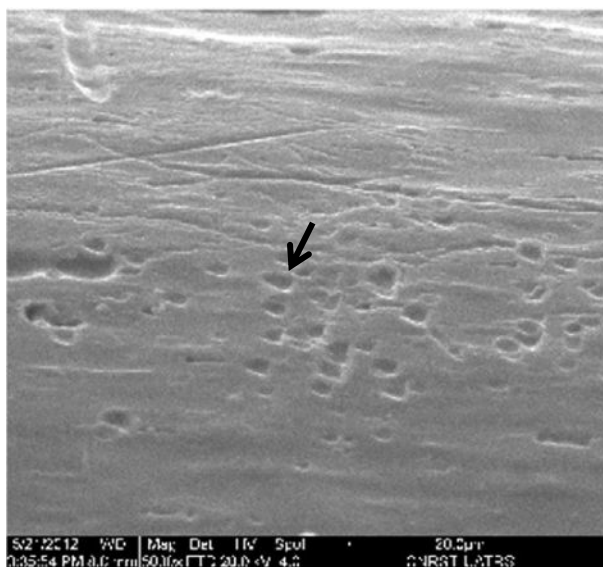


Figure 37 : microphotographie d'un arc NiTi 0.016'' (GAC International, Bohemia, NY) obtenue au Microscope Électronique à Balayage après immersion dans une solution fluorée et acide. Source : Rerhrhaye et coll. (2014).

Des piqûres de corrosion rondes et ovalaires sont perceptibles à la surface de l'arc.

Des changements de teinte des arcs sont visibles (Abalos et coll., 2011) – un noircissement des arcs, notamment (Walker et coll., 2005).

La microdureté serait elle aussi impactée, mais les résultats sont contradictoires : si pour Lin et coll. (2012), la corrosion cause une augmentation de la microdureté - ce qui s'expliquerait par une diminution de la pureté du titane -, pour Fragou et Eliades (2010) et Fernández-Miñano et coll. (2011), en revanche, une surface métallique corrodée présente une microdureté plus faible.

Des modifications morphologiques et structurales du titane et de ses alliages ont été décrites (Eliades, 2002 ; Eliades et Bourauel, 2005 ; Fragou et Eliades, 2010 ; Abalos et coll., 2011), en lien avec une augmentation de la rugosité de surface (Toumelin-Chemla et coll., 1996 ; Eliades et Bourauel, 2005 ; Mabillean et coll., 2006 ; Fragou et Eliades, 2010 ; Kao et Huang, 2010 ; Abalos et coll., 2011 ; Lin et coll., 2012 ; Huang et coll., 2013).

En ce qui concerne une éventuelle augmentation de la friction, là aussi, les conclusions diffèrent : il existerait une relation de cause à effet – ou du moins des rapports bien établis – entre rugosité et friction selon certains (Kao et coll., 2006 ; Fragou et Eliades, 2010 ; Kao et Huang, 2010 ; Lee et coll., 2010 ; Abalos et coll., 2011 ; Mane et coll., 2012 ; Krishnan et coll., 2014) alors que pour d'autres, il n'y aurait pas de lien avéré (Eliades et Bourauel, 2005).

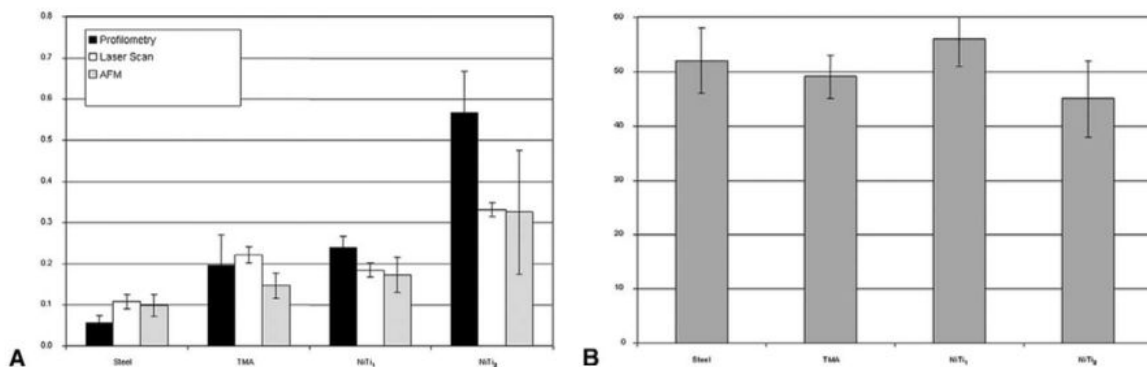


Figure 38 : A. Rugosité de surface de 4 types d'arcs (acier, TMA et 2 types de NiTi) déterminée par trois méthodes différentes. B. Perte de force due à la friction. Source : Eliades et Bourauel (2005).

La rugosité de l'acier est inférieure à celle du TMA, qui elle-même est plus faible que celle du NiTi. Certains NiTi subissent moins de friction que l'acier et le TMA, alors que pour d'autres NiTi, la friction est bien supérieure. Il n'y aurait donc pas de corrélation entre rugosité et friction.

Or, une augmentation du coefficient de friction implique inévitablement une moindre efficacité des mécaniques de glissement mises en jeu dans les traitements orthodontiques (Fragou et Eliades, 2010 ; Lee et coll., 2010 ; Mane et coll., 2012), voire une perte d'ancrage (Kao et coll., 2006) ; le traitement pourrait s'en trouver retardé (Kao et coll., 2006 ; Fragou et Eliades, 2010 ; Mane et coll., 2012 ; Kassab et Gomes, 2013 ; Krishnan et coll., 2014).

Les études étant menées majoritairement in vitro, Eliades a jugé utile d'analyser des arcs ayant été utilisés cliniquement, afin de comparer leur état de surface. Il en a conclu que le milieu endobuccal, au lieu d'augmenter la rugosité, rendait la surface des arcs plus lisse, et que les piqûres de corrosion y étaient particulièrement prédominantes (Eliades, 2002). Il souligne aussi le fait qu'en bouche, les signes de corrosion apparaissent dans les deux à six mois – alors qu'ils se manifestent bien plus rapidement expérimentalement. La raison en serait que le milieu électrolytique dans lequel les arcs sont immergés in vitro ne peut pas se substituer de façon fidèle à l'environnement oral – d'où l'intérêt d'études in vivo (Eliades et Bourauel, 2005).

Enfin, il a été mis en évidence que selon les arcs, la résistance à la corrosion varie (même au sein des arcs Nickel-Titane – Perinetti et coll. (2012). Cette différence est encore plus flagrante entre les arcs NiTi et CuNiTi, ces derniers exhibant davantage de piqûres de corrosion (Walker et coll., 2005 ; Ramalingam et coll., 2008 ; Noguti et coll., 2012), d'aspérités (Noguti et coll., 2012) et de colorations (Walker et coll., 2005). Il importe tout de même de noter que d'autres alliages à base de titane sont sujets à la corrosion en surface : le TMA, notamment, voit sa couche de passivation se dégrader ; il se colore et sa rugosité augmente (Watanabe et Watanabe, 2003 ; Krishnan et coll., 2011). Quoi qu'il en soit, l'impact de la corrosion en surface semble négligeable cliniquement (Perinetti et coll., 2012).

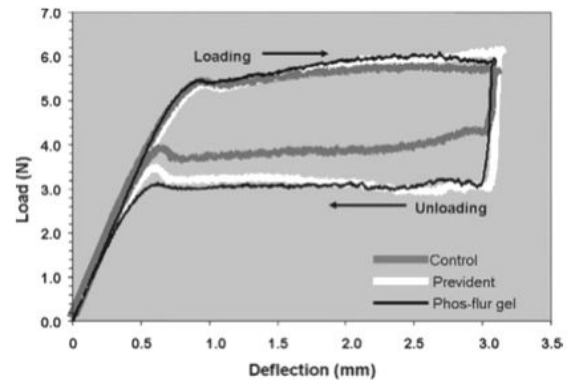
2.2.2 Propriétés mécaniques

L'emploi de produits fortement fluorés peut aussi être à l'origine d'une détérioration des propriétés mécaniques des arcs Nickel-Titane (House et coll., 2008 ; Fragou et Eliades, 2010 ; Lin et coll., 2012 ; Mane et coll., 2012).

En effet, une fluoruration topique - source de corrosion de l'arc - peut impacter le plateau superélastique de l'alliage (Fragou et Eliades, 2010 ; Krishnan et coll., 2014) ; l'effet mémoire de forme pourra lui aussi être affecté (Krishnan et coll., 2014).

Figure 39 : courbes contrainte-déformation d'arcs NiTi rectangulaires après immersion pendant 1h30 dans une solution aqueuse de contrôle et dans deux types de gels fluorés à 37°C. Source : Walker et coll. (2005).

Les gels testés sont le Phos-Flur Gel (Colgate®) et Prevident® (Colgate®), contenant chacun 5000ppm de NaF. Une diminution significative du plateau à la décharge peut être observée après exposition aux gels fluorés.



Une diminution des propriétés mécaniques des NiTi, comme pour le TMA et l'acier d'ailleurs (Walker et coll., 2007), a été constatée : les forces transmises aux dents sont moindres (Fragou et Eliades, 2010), lors des tests de flexion en particulier (Lin et coll., 2012). Le module d'Young des NiTi diminue de manière significative (jusqu'à 34% selon Ramalingam et coll. (2008)), ce qui signifie que les arcs deviennent plus flexibles encore. De même, leur limite d'élasticité décroît (House et coll., 2008 ; Ramalingam et coll., 2008 ; Noguti et coll., 2012 ; Rerhrhaye et coll., 2014) : ils sont plus susceptibles de se déformer de façon permanente. Ces changements ne caractérisent que la décharge, pas la charge pour le NiTi.

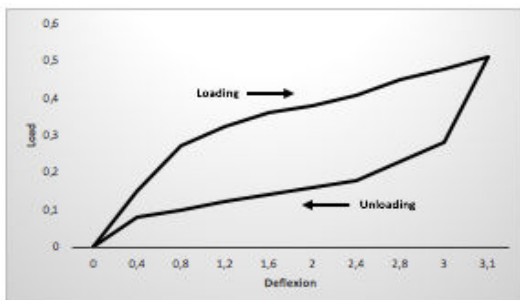


Figure 40 : courbe contrainte-déformation d'un arc NiTi rectangulaire après utilisation in vivo d'un gel fluoré pendant 30 jours. D'après Ramalingam et coll. (2008).

Le module d'élasticité diminue clairement entre la charge et la décharge.

Pour ce qui est des arcs en CuNiTi, leur comportement mécanique (module et limite d'élasticité, à la charge ou à la décharge) ne varie pas sous l'effet du fluor (Fragou et Eliades, 2010 ; Noguti et coll., 2012). Cela serait dû à l'ajout de cuivre, qui augmente la résistance à la traction et la limite d'élasticité, et réduit la ductilité (Fragou et Eliades, 2010).

Tableau 7 : comparaison des propriétés mécaniques (module d'Young et limite d'élasticité) d'arcs NiTi et CuNiTi rectangulaires. Source : Ramalingam et coll. (2008).

Group	Modulus of elasticity (GPa)		Yield strength (MPa)	
	Loading	Unloading	Loading	Unloading
NiTi archwire				
Control	54.78 ± 7.66	32.90 ± 3.71	667.14 ± 64.96	291.06 ± 102.79
Fluoride solution	50.65 ± 9.87	30.12 ± 6.88	655.98 ± 177.25	266.78 ± 93.52
Fluoride gel	53.27 ± 16.29	21.61 ± 10.23*	650.47 ± 85.24	197.34 ± 72.47
Copper NiTi archwire				
Control	47.76 ± 14.05	12.40 ± 8.31	374.84 ± 98.06	168.66 ± 50.06
Fluoride solution	45.35 ± 18.99	9.59 ± 3.29	350.61 ± 142.72	155.15 ± 100.67
Fluoride gel	44.36 ± 6.83	10.26 ± 4.79	318.62 ± 92.01	157.18 ± 70.65

* Tukey's HSD test, $p < 0.05$

Le groupe contrôle n'a pas utilisé de produit fluoré. Les deux autres groupes avaient recours soit à un bain de bouche, soit à un gel fluoré. A la décharge, le module d'élasticité des NiTi a chuté de façon statistiquement significative pour le groupe gel. La limite d'élasticité des NiTi a aussi diminué à la décharge, mais de façon non statistiquement significative. De même pour le CuNiTi, les différences n'étaient pas significatives, que ce soit à la charge ou à la décharge.

Le mécanisme mis en jeu dans le cas du NiTi relève de la fragilisation par l'hydrogène. En milieu fluoré, l'adsorption d'hydrogène augmente à la surface du NiTi, ce qui diminue ses propriétés mécaniques. Ce n'est pas le cas pour le CuNiTi, qui, lui, est préservé par le cuivre des attaques acides (Ramalingam et coll., 2008).

Toutes ces modifications des propriétés mécaniques des arcs NiTi résultent en une moindre efficacité clinique et en une augmentation des temps de traitement (House et coll., 2008 ; Ramalingam et coll., 2008 ; Mane et coll., 2012 ; Noguti et coll., 2012 ; Krishnan et coll., 2014) ; le résultat esthétique pourrait également en pâtir (Schiff et coll., 2004, 2006 ; Lin et coll., 2012).

Il est à noter que ce constat est valable aussi bien in vitro que cliniquement, même si les durées d'exposition au fluor diffèrent : au cours des études in vitro, les arcs sont en général immergés dans des solutions fluorées pendant une à deux heures d'affilée, si ce n'est plus, alors qu'une application topique de fluor chez un patient ne l'expose que quelques minutes par jour (Ramalingam et coll., 2008). Il faut dans tous les cas que les doses de fluor soient élevées pour voir apparaître une altération des propriétés mécaniques des arcs : si un dentifrice fluoré au quotidien n'aura aucun impact, un bain de bouche – et à plus forte raison un gel – fluoré affectera les performances mécaniques au cours des traitements orthodontiques (Lin et coll., 2012).

2.2.3 Fractures des fils orthodontiques

A la suite de ce même phénomène de fragilisation par l'hydrogène dans des conditions biologiques fluorées et/ou acides, les arcs corrodés voient leur risque de fracture augmenter (Yokoyama et coll., 2004 ; Benyahia et coll., 2009 ; Mane et coll., 2012).

L'application d'un agent fluoré réduirait la résistance à la traction (c'est-à-dire, la limite à la rupture). Cela signifie que les fils fracturent avant d'avoir atteint la transformation martensitique, et donc que le passage de martensite à austénite ne peut s'effectuer (Kaneko et coll., 2004 ; Walker et coll., 2005 ; Fragou et Eliades, 2010 ; Rerhrhaye et coll., 2014). De ce fait, leur comportement mécanique devient fragile (Yokoyama et coll., 2005), d'autant plus s'ils sont soumis à des contraintes pendant le traitement orthodontique (Kao et Huang, 2010).

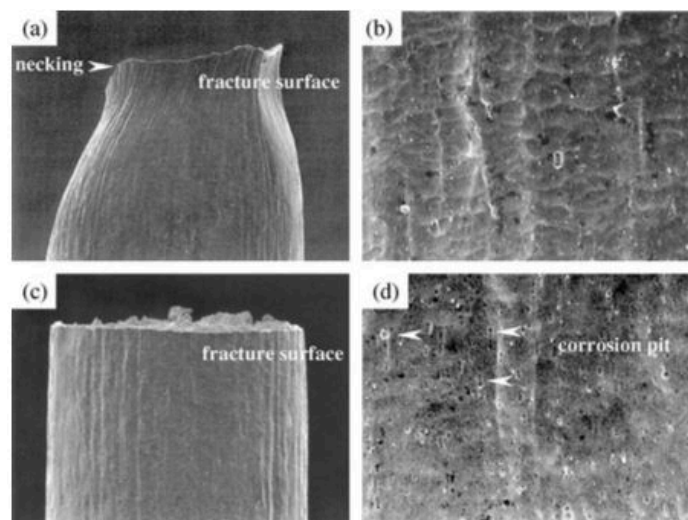


Figure 41 : a., b. Microphotographies d'un arc NiTi 0.020'' (Nitinol Classic; Unitek/ 3 M Corp., Monrovia, CA) fracturé, obtenues au Microscope Électronique à Balayage. c., d. Microphotographies d'un arc NiTi 0.020'' (Nitinol Classic; Unitek/ 3 M Corp., Monrovia, CA) fracturé, obtenues au Microscope Électronique à Balayage après immersion dans une solution fluorée acide pendant 2h. Source : Yokoyama et coll. (2005).

La zone de fracture du NiTi a normalement une forme conique. La zone de fracture d'un NiTi immergé dans une solution fluorée acide est relativement plane.

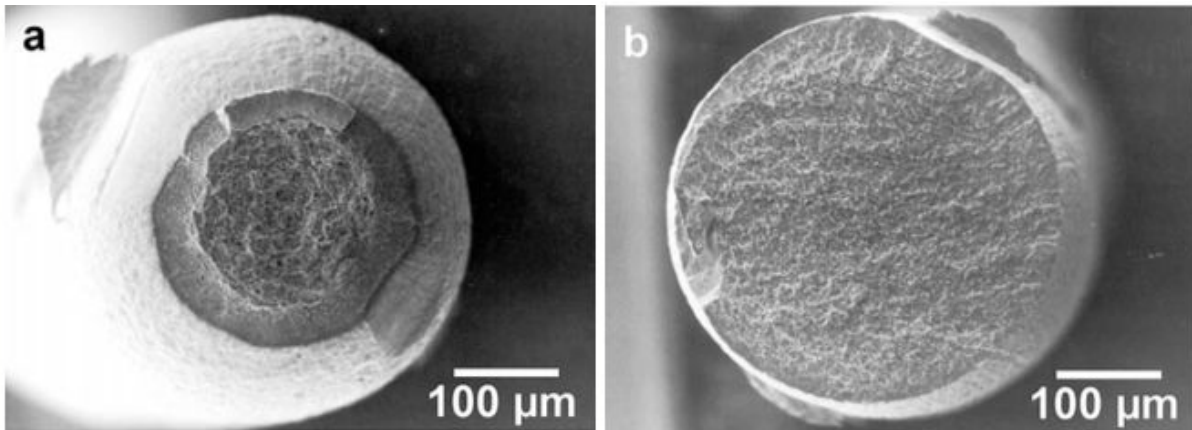


Figure 42 : a. Microphotographie d'un arc NiTi 0.016'' (NITI,Ormco, Glendora, Calif) fracturé, obtenue au Microscope Électronique à Balayage ; b. Microphotographie d'un arc NiTi 0.016'' (NITI,Ormco, Glendora, Calif) fracturé, obtenue au Microscope Électronique à Balayage après immersion dans une solution fluorée acide pendant 1h. Source : Kaneko et coll. (2004).

Le profil de fracture après action de la solution fluorée est caractéristique d'une rupture fragile.

D'autres causes de fracture ont été proposées, et le débat sur l'origine réelle des défaillances d'arcs en clinique reste ouvert. Comme la majorité des fractures en bouche survient préférentiellement au niveau de la zone prémolo-molaire (parfois dans des cas de portions d'arcs de longue portée si les prémolaires n'ont pas fait leur éruption), une potentielle implication des forces masticatoires a été mise en avant. D'autres ont aussi suggéré que les contraintes transmises aux arcs lors de leur engagement dans la gorge des brackets pouvaient être responsables (Fragou et Eliades, 2010 ; Noguti et coll., 2012).

Comme pour la corrosion de surface, l'augmentation des fractures in vivo demeure faible (Perinetti et coll., 2012).

3. Synthèse : la corrosion en clinique

3.1 Situations défavorables à l'origine de la corrosion

Les deux principaux déterminants de la corrosion des arcs orthodontiques en milieu buccal sont :

- les caractéristiques environnementales, d'une part : salive, fluor, acidité, température, bactéries, protéines, contraintes, friction (Kao et coll., 2007 ; Hafez et coll., 2011 ; Amini et coll., 2012 ; Krishnan et coll., 2014) ;
- les caractéristiques métalliques d'autre part : noblesse, passivation, composition, état de surface (Hafez et coll., 2011 ; Amini et coll., 2012).

3.1.1 Caractéristiques environnementales : fluor, pH, température, bactéries, protéines, contraintes, friction

La cavité buccale est un milieu complexe faisant intervenir de nombreux paramètres qui peuvent jouer un rôle dans la survenue de la corrosion.

- Fluor :

Les fluorures incriminés dans la corrosion endobuccale sont les fluorures topiques - dentifrices, bains de bouche et gels (House et coll., 2008 ; Ramalingam et coll., 2008 ; Amini et coll., 2012 ; Beline et coll., 2016). L'effet corrosif varie selon le type de fluorure (fluorure de sodium, fluorure d'étain...) (Abalos et coll., 2011).

Par exemple, d'après Schiff et coll. (2006), le fluorure d'étain contenu dans le Meridol® (Gaba) est plus actif sur les arcs en Nickel-Titane, alors que le fluorure de sodium qui se trouve dans le bain de bouche Elmex® (Colgate®) corrode plus les fils en CuNiTi.

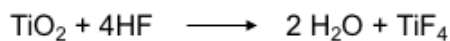
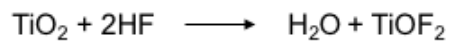
Tableau 8 : potentiel de corrosion (E_{corr}) et potentiel de couplage galvanique (E_{galv}) en mV par rapport à l'électrode de référence d'arcs NiTi et CuNiTi associés à différents types de brackets dans de la salive artificielle (Fusayama-Meyer), dans l'Elmex® (Colgate®) et dans le Meridol® (Gaba).

Source : Schiff et coll. (2006).

Wire/bracket Anode*	Fusayama-Meyer saliva		Elmex®		Meridol®	
	E _{corr}	E _{galv}	E _{corr}	E _{galv}	E _{corr}	E _{galv}
NiTi/FeCrNi	*-150/0	-137	*-90/+40	-213	*-350/-170	-193
NiTi/CoCr	*-150/+20	-28	-90/-200*	-213	*-350/+40	-312
NiTi/Ti	*-150/+50	-27	*-90/0	-212	*-350/-220	-294
CuNiTi/FeCrNi	*-140/0	-74	*-150/+40	-147	-100/-170*	-161
CuNiTi/CoCr	*-140/+20	-133	-150/-200*	-47	*-100/+40	-67
CuNiTi/Ti	*-140/+50	-133	*-150/0	-147	-100/-220*	-161

Quel que soit le type de bracket, le Nickel-Titane se corrode plus en présence de Méridol et le Nickel-Titane-Cuivre dans l'Elmex.

Leur action consiste en une dissolution de la couche d'oxydes qui recouvre les alliages : les ions fluor réagissent avec l'hydrogène présent dans l'environnement pour former de l'acide fluorhydrique HF, qui s'intègre alors à la couche d'oxydes selon les réactions suivantes :



Le fluorure de titane et l'oxyfluorure de titane étant moins stables que les oxydes de titane, la résistance à la corrosion diminue. Les arcs sont plus sensibles à l'attaque de l'hydrogène, qui peut à ce moment-là s'adsorber en surface (Toumelin-Chemla et coll., 1996 ; Kaneko et coll., 2004 ; Kao et coll., 2006 ; Benyahia et coll., 2009 ; Fragou et Eliades, 2010 ; Abalos et coll., 2011 ; Mane et coll., 2012).

Plus la concentration en fluor augmente, plus la résistance à la corrosion diminue (Fragou et Eliades, 2010 ; Lee et coll., 2010 ; Lin et coll., 2012 ; Kassab et Gomes, 2013). La preuve en est qu'un gel fluoré induira plus de corrosion qu'un bain de bouche (Ramalingam et coll., 2008).

Tableau 9 : évolution du potentiel de corrosion E_{corr} en fonction de la concentration en fluorure de sodium (en Mole). Source : Kassab et Gomes (2013).

NaF, M	0.02	0.04	0.05	0.07	0.12
E_{corr} /mV, SCE	-315	-383	-409	-414	-428

* SCE indicates saturated calomel electrode.

Plus la concentration augmente, plus le potentiel de corrosion diminue, et plus la corrosion augmente.

De plus, l'augmentation de la quantité de fluor s'accompagne du passage d'une corrosion localisée à une corrosion généralisée (Kassab et Gomes, 2013).

Plusieurs équipes ont tenté de définir des doses seuil au-delà desquelles les fluorures déclenchent un phénomène de corrosion :

- en milieu neutre, passée la dose limite de 2 250 ppm de fluorures, la couche d'oxydes se dégrade (Walker et coll., 2005 ; Abalos et coll., 2011 ; Noguti et coll., 2012) ;

- a fortiori, si le milieu s'acidifie – à pH 4, par exemple -, il suffit de 500 ppm de fluorures ou 20 à 30 ppm d'acide fluorhydrique pour que la couche passive soit dissoute (Cioffi et coll., 2005 ; Kao et coll., 2007 ; Iijima et coll., 2010 ; Joska et Fojt, 2010 ; Lee et coll., 2010 ; Abalos et coll., 2011 ; Lin et coll., 2012).

- pH :

C'est surtout la liaison entre acidité et corrosion qui est démontrée dans la littérature (Huang, 2003a ; House et coll., 2008 ; Fragou et Eliades, 2010 ; Amini et coll., 2012 ; Noguti et coll., 2012).

Les facteurs pouvant être à l'origine d'une diminution du pH relèvent de l'alimentation (consommation de sodas, par exemple), de variations de la composition salivaire, des micro-organismes présents dans le milieu buccal et bien sûr de l'utilisation de produits fluorés acides (House et coll., 2008 ; Beline et coll., 2016).

Une diminution du pH augmente la corrosion (fragilisation par l'hydrogène d'après Kao et Huang (2010)), augmente la rugosité de surface, la microdureté et le relargage d'ions, endommage la couche d'oxydes et diminue les propriétés mécaniques des alliages NiTi (Lin et coll., 2012 ; Mane et coll., 2012).

Avec l'acidification du milieu, la concentration en acide fluorhydrique HF s'accroît et la résistance à la corrosion diminue (Fragou et Eliades, 2010 ; Amini et coll., 2012). La valeur seuil de pH en-deçà de laquelle se produit inévitablement une corrosion de surface serait de 3-4 (House et coll., 2008 ; Kao et Huang, 2010). Comme en témoigne la multiplication par cent du relargage d'ions métalliques quand le pH salivaire chute de 6,5 à 3,5 (Amini et coll., 2012).

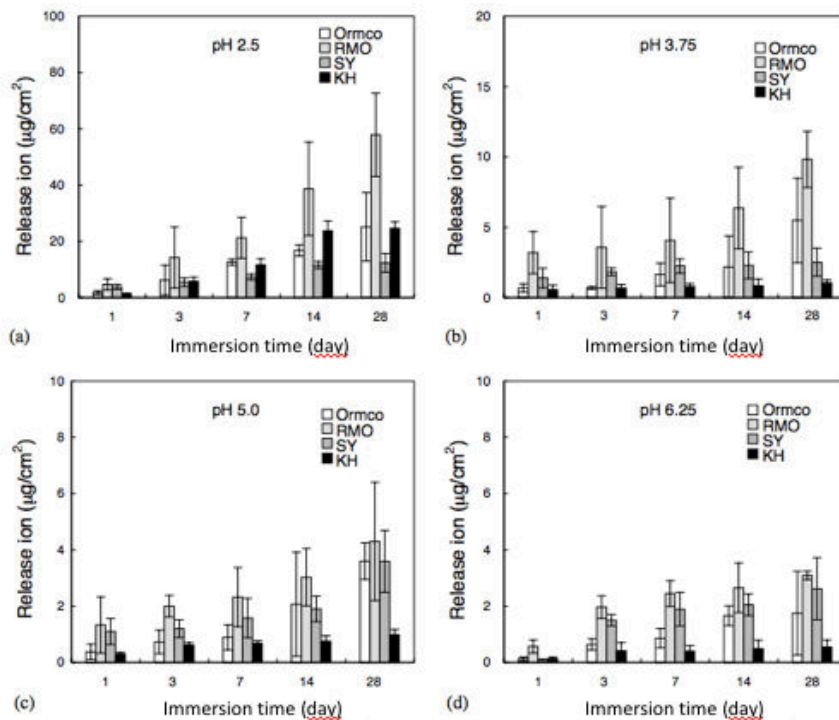


Figure 43 : relargage d'ions Nickel par des arcs NiTi 0.016" provenant de quatre fabricants différents en fonction du temps ((Ni-Ti, Ormco, USA ; Orthonols Nickel-titanium Wire, RMO Inc., USA ; Orthodontics-NiTi Wire, Kuo-Hua Co., Taiwan ; NiTi Wire, Shin-Ya Co., Taiwan) et à différents pH. Source : Huang (2003a).

Plus le milieu est acide (à pH 2,5, par exemple), plus le relargage est important.

- Température :

La température a aussi été évoquée comme étant potentiellement impliquée dans l'initiation des processus de corrosion (Fragou et Eliades, 2010 ; Pakshir et coll., 2013).

Pour Fragou et Eliades (2010), une élévation de la température augmente la concentration en acide fluorhydrique et diminue la résistance à la corrosion de la même manière qu'une acidification du milieu.

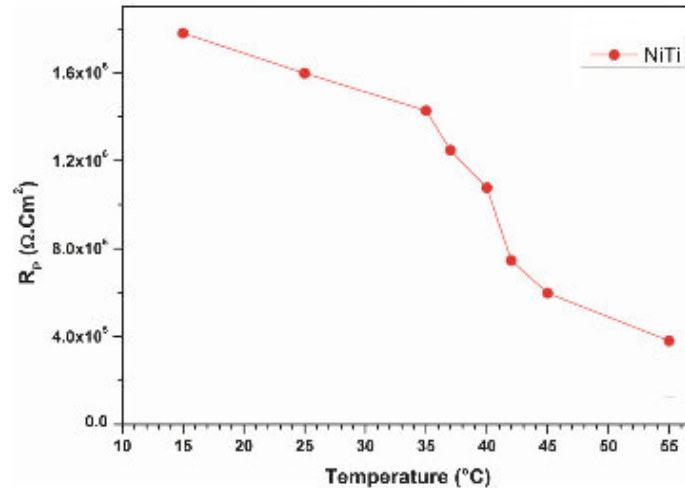


Figure 44 : résistance de polarisation R_p (en $\Omega.cm^2$) en fonction de la température (en $^{\circ}C$) pour le Nickel-Titane. D'après Pakshir et coll. (2013).

Plus la température est importante, plus la résistance de polarisation décroît, donc plus la vitesse de corrosion augmente.

Mais cette constatation est contestée par Perinetti et coll. (2012), qui soutient que ce sont les variations de pH, bien plus que la température, qui influent en premier sur la corrosion de surface et la résistance à la fracture des arcs Nickel-Titane. Pour lui, les autres études menées in vitro présentent un biais en ce qu'elles ne tiennent pas compte des fluctuations thermiques incessantes qui se produisent en bouche ($0^{\circ}C$ après une glace, $50^{\circ}C$ pour un café – Moore (1999)). Il faut néanmoins rappeler l'existence de traitements thermiques des fils, autre variable à prendre en compte pour évaluer leur comportement en milieu buccal (Bolender, 2008).

- Bactéries :

Le milieu buccal étant propice au développement microbien (Kao et Huang, 2010) – particulièrement en cas de difficultés de brossage comme lors de traitements orthodontiques (Fors et Persson, 2006), le rôle des bactéries dans la corrosion endobuccale a pu être mis en évidence.

La corrosion bactérienne repose sur la présence de bactéries telles que des *Eikenella corrodens* sulfatoréductrices, des *Streptocoques mutans* produisant de l'acide (Mabilleau et coll., 2006 ; Fernández-Miñano et coll., 2011), ou encore des bactéries réductrices de nitrate (Eliades, 2002).

Avec le développement du biofilm, l'anaérobiose s'aggrave, favorisant l'apparition d'une corrosion de surface. Les micro-organismes dégradent les alliages orthodontiques de deux façons :

- soit directement en métabolisant les métaux présents (Eliades, 2002) ;
- soit indirectement en métabolisant des carbohydrates issus de l'alimentation, ce qui conduit à la production d'acides, et donc à la formation d'acide fluorhydrique HF, qui lui-même va interagir avec la couche d'oxydes et la dégrader (Eliades, 2002 ; Kang et coll., 2008).

La corrosion se manifeste alors par une augmentation de la rugosité, des piqûres de corrosion (Mabilleau et coll., 2006 ; Fernández-Miñano et coll., 2011) et un relargage de Nickel (décelable dans la plaque, entre autres – Fors et Persson (2006)).

Tableau 10 : taux de Nickel dans le biofilm (en $\mu\text{g/g}$) de patients porteurs ou non de multiattache.

Source : Fors et Persson (2006).

Samples		Controls	Patients	P-value
Enamel surfaces in controls and all collection sites in patients	n*	23	24	<0.001
	Median	0.445	1.025	
	Range	0.110–2.130	0.250–4.347	
Enamel surfaces in controls and metal surfaces in patients	n*	23	18	0.001
	Median	0.380	1.430	
	Range	0.110–2.130	0.250–5.770	
Enamel surfaces in controls and enamel surfaces in patients	n*	23	18	0.047
	Median	0.380	0.685	
	Range	0.110–2.130	0.220–2.370	

*Number of subjects varies depending on availability of plaque at collection sites.
P-value for a difference between metal and enamel surfaces in patients: $P = 0.014$.

La quantité d'ions Nickel présents dans la plaque est significativement plus importante chez les patients traités orthodontiquement.

- Protéines :

L'action des différentes protéines et enzymes semble globalement protectrice ; sauf pour Kao et Huang (2010) et Fernández-Miñano et coll. (2011), pour qui « les protéines salivaires pourraient interférer avec la repassivation des alliages ».

L'environnement oral contient des protéines comme les amylases et les γ -globulines, qui en recouvrant la surface des alliages vont former un film qui se minéralise et empêche leur corrosion, notamment en milieu acide (Eliades, 2002 ; House et coll., 2008).

D'autres protéines salivaires – l'albumine, par exemple – s'adsorbent à la surface du titane et empêchent sa dégradation sous l'effet des fluorures (Takemoto et coll., 2008). Grâce à cette pellicule protectrice, le NiTi résisterait mieux cliniquement que ce que les études in vitro laissent à penser (House et coll., 2008).

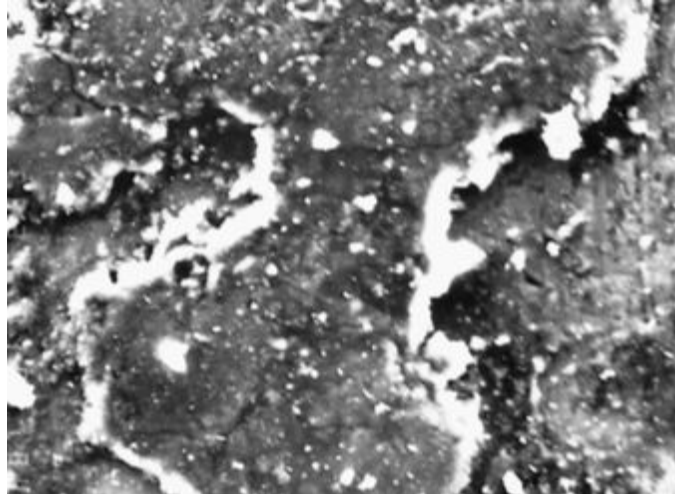


Figure 45 : microphotographie d'un arc NiTi obtenue au Microscope Électronique à Balayage après 9 mois en bouche. Source : Eliades (2002).

Le film protéique est clairement visible en surface.

- Contraintes, friction :

Les forces exercées sur les arcs lors de leur insertion dans les brackets ont pu être citées parmi les facteurs favorisant une corrosion sous contrainte parce qu'elles génèreraient une augmentation de la réactivité électrochimique des arcs (Eliades, 2002).

Pour Huang (2003b) et Cioffi et coll. (2005), l'application d'une force n'a peu ou pas d'influence sur la corrosion de surface et le relargage de Nickel par les arcs orthodontiques.

3.1.2 Caractéristiques métalliques : métaux nobles, passivation, composition, état de surface

Indépendamment des caractéristiques de l'environnement, les propriétés intrinsèques des arcs eux-mêmes contribuent à leur plus ou moins grande sensibilité à la corrosion.

- Noblesse :

Le Nickel et le Titane, comme de nombreux matériaux orthodontiques, ne sont pas des métaux nobles (rappel : leurs potentiels standards sont négatifs, il est donc logique qu'ils se corrodent, à l'inverse de l'or ou du platine) – House et coll. (2008).

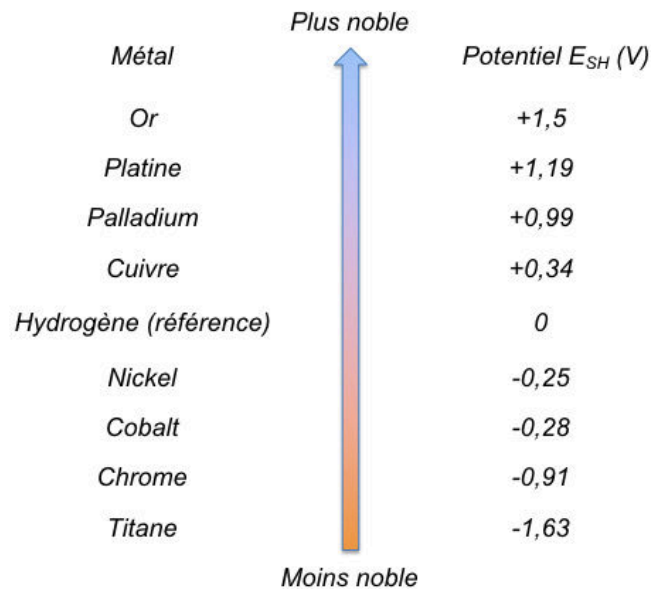


Figure 46 : potentiels standards (E_{SH} , en V) et noblesse de différents métaux utilisés en odontologie par rapport à l'hydrogène. D'après Dupeux (2008).

L'or et le platine sont des métaux nobles par excellence ; le Nickel et le Titane sont réactifs électrochimiquement.

- Passivation :

Il a été établi que les propriétés électrochimiques des alliages dépendaient certes de leur potentiel, mais aussi de leur capacité à former une couche d'oxydes protectrice (cf partie 1.1.2).

Il faut souligner qu'en plus des oxydes de titane qui se forment à la surface du titane, la couche de passivation du Nickel-Titane comporte de petites inclusions de Nickel sous forme d'oxydes de Nickel ou de Nickel pur, ce qui rend l'alliage moins résistant à la corrosion (Kassab et Gomes, 2013).

Toute altération de la couche passive peut aussi aboutir à des phénomènes de corrosion endobuccale, comme cela a pu être abordé précédemment (Eliades et coll., 2004).

- Composition :

Dans la famille des arcs à base de Titane, il a été montré que tous les arcs présentaient une résistance à la corrosion plus ou moins importante, qui pouvait varier en milieu fluoré.

Dans l'ordre croissant de résistance à la corrosion, le NiTi se comporte moins bien que le TMA, qui lui même résiste moins que le CuNiTi et le Titane Niobium. En outre, le NiTi se corrode plus en présence de monofluorophosphate et de fluorures stanneux ; le CuNiTi est plus réactif dans la première solution, le TMA dans la deuxième (Schiff et coll., 2004).

Tableau 11: résistances à la corrosion respectives du TMA, du Titane Niobium, du Nickel-Titane et du Nickel-Titane-Cuivre dans différents milieux. Source : Schiff et coll. (2004).

Corrosion resistance of the different samples; + + + + +: low corrosion to --: high corrosion

	TMA	TiNb	NiTi	CuNiTi
Fusayama Meyer Saliva	+	+ + + + +	++	+ + +
Elmex [®]	++	+	+++	+ + +
Meridol [®]	--	+ + + +	--	+ + +
Acorea [®]	+	+ + + +	--	--

Tous ces alliages de Titane résistent relativement bien à la corrosion dans la salive artificielle. Les fluorures d'étain contenus dans le Meridol[®] sont plus agressifs sur le NiTi et le TMA ; le monofluorophosphate (Acorea) dégrade davantage NiTi et CuNiTi.

Enfin, les arcs NiTi seraient plus touchés par la corrosion galvanique et la diminution des propriétés mécaniques à la décharge comparés aux arcs CuNiTi (Walker et coll., 2005 ; Schiff et coll., 2006) ; ces derniers étant pour leur part majoritairement concernés par des modifications de l'état de surface en lien avec une corrosion par piqûres (Walker et coll., 2005). Au reste, par rapport au NiTi, le CuNiTi fait montre d'une toxicité moindre et génère relativement moins de dommages aux cellules. Il constitue une alternative intéressante pour les étapes initiales des traitements (Spalj et coll., 2012).

- Traitements de surface et topographie :

Les rugosités apparentes à la surface des arcs sortis du sachet (quels qu'ils soient) pourraient être des points de départ de la corrosion. La présence et surtout la multiplicité de fissures ou rayures dues au procédé de fabrication sont autant de facteurs pouvant stimuler une corrosion par piqûres (Eliades, 2002).

Les techniques en cause sont le tréfilage, le décapage et l'électropolissage (Kao et Huang, 2010).

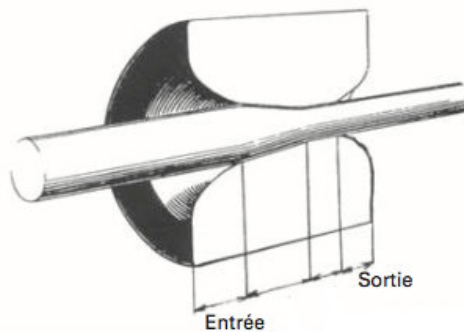


Figure 47 : tréfilage. Source : Lefort (2010).

Technique qui « permet d'obtenir des fils métalliques de section et de forme bien déterminée. [...] Il s'agit d'un procédé de transformation à froid consistant à faire passer le métal à travers un orifice calibré, appelé « filière » (qui peut être assimilé à un cône) sous l'action d'une traction continue ». Les fils doivent préalablement être décapés pour pouvoir passer dans la filière. Ils seront ensuite polis par électropolissage (traitement de surface par soustraction).

Il a aussi été évoqué la possibilité d'un stress résiduel ou d'une couche passive hétérogène sur les irrégularités de surface (Abalos et coll., 2011 ; Krishnan et coll., 2014), qui joueraient sur la réactivité électrochimique des arcs.

Malgré tout, plusieurs études concluent à une absence de lien entre topographie de surface et augmentation de la corrosion (Lee et coll., 2010 ; Krishnan et coll., 2014).

Différents traitements de surface ont été envisagés afin de modifier la topographie des arcs : des traitements à base d'ions nitrure, de métaux, d'oxydes et de résines ont vu le jour et pourraient constituer une piste dans l'amélioration de la résistance à la corrosion des matériaux orthodontiques (Krishnan et coll., 2014).

3.2 Recommandations cliniques

- Produits fluorés

Le respect de certaines précautions en clinique pourrait permettre d'éviter les inconvénients d'une corrosion liée au fluor (Kao et coll., 2006).

- Les dentifrices fluorés utilisés en pratique quotidienne ne semblent pas occasionner ce type de problème.

- Les travaux de Schiff et coll. (2004, 2006) ont abouti à des préconisations en matière de choix de bain de bouche en cours de traitement orthodontique (cf tableau ci-dessous) ;

Tableau 12 : choix du bain de bouche en fonction du type d'arc utilisé. D'après Schiff et coll. (2004, 2006).

Type d'arc \ Fluorures	Bain de bouche		
	Meridol®	Elmex®	Acorea
NiT _i		+	
CuNiTi	+	+	
TMA		+	
TiNb	+		+

- Des recommandations se rapportant au bon usage des gels et vernis fluorés restent à établir (Toumelin-Chemla et coll., 1996 ; Haute Autorité de Santé, 2010).

A l'avenir, de nouveaux types de produits fluorés pourraient être développés, avec dans leur composition des inhibiteurs de corrosion qui permettraient de neutraliser l'action corrosive du fluor et donc le relargage ionique (Schiff et coll., 2006). Un rapport sur les pratiques des praticiens vis-à-vis des vernis a aussi été projeté par la Haute Autorité de Santé (Haute Autorité de Santé, 2010).

- Application de fluor :

Dans un contexte de prévention carieuse, un brossage quotidien – qui plus est, biquotidien – avec un dentifrice fluoré diminue l'incidence carieuse (Marinho et coll., 2003a).

Par ailleurs, quand la fréquence et/ou la concentration des bains de bouche fluorés augmente, le risque carieux diminue (Marinho et coll., 2016).

Enfin, l'application de gel au moins une fois par an (Marinho et coll., 2015) ou de vernis deux à quatre fois par an (Marinho et coll., 2013) tend aussi à abaisser le nombre de nouvelles caries.

Durant un traitement par multiattache, il ressort que le recours à une fluoruration topique par vernis toutes les six à 12 semaines, lors des séances d'activation, réduit le risque de déminéralisation de 70% (Benson et coll., 2013 ; He et coll., 2016).

En curatif, après l'apparition des lésions blanches liées au traitement d'orthodontie, il a été conseillé d'utiliser soit des fluorures fortement concentrés mensuellement, soit des fluorures à plus faible dose quotidiennement dans le but d'obtenir une reminéralisation partielle ou totale (He et coll., 2016).

Mais il faut quand même faire preuve de prudence avec les produits acides ou fluorés pendant un traitement orthodontique (Kao et coll., 2006 ; Kao et Huang, 2010).

Tout d'abord, il paraît adéquat de confier leur mise en œuvre aux orthodontistes pendant le traitement (Øgaard et coll., 2001), pour des raisons d'organisation, d'ergonomie et d'efficacité, entre autres.

Plusieurs auteurs prônent d'éviter tout contact entre des arcs à base de Titane et des produits fluorés (Kaneko et coll., 2004), que ce soit en retirant les fils pendant les fluorations, en changeant les arcs après pour de l'acier ou du TMA (Kao et coll., 2007 ; Noble et coll., 2008), ou en s'abstenant carrément d'employer des produits fluorés (Toumelin-Chemla et coll., 1996) pendant les phases impliquant des alliages de Titane.

D'autres estiment qu'il est préférable de limiter l'usage d'agents fluorés (Mane et coll., 2012). Pour ce faire, ils proposent de cibler les seules zones qui présentent un fort risque de déminéralisation : en périphérie des brackets, au niveau proximal, sur les surfaces occlusales... (Fragou et Eliades, 2010 ; Noguti et coll., 2012)

Il est aussi concevable de s'assurer que l'intégralité du produit fluoré a été éliminée - par brossage ou rinçage pour les dentifrices et bains de bouche, respectivement (Schiff et coll., 2006 ; Lee et coll., 2010).

Pour finir, des contrôles réguliers de l'état des arcs et la recherche systématique de potentielles fractures doivent être entrepris, tout particulièrement parce que ces fils à base de Nickel-Titane sont amenés à être conservés plusieurs mois en bouche (Fragou et Eliades, 2010).

Il importe de rappeler qu'il existe d'autres produits sans fluor (à base de CPP-ACP ou Phosphopeptine Caséine - Phosphate de calcium amorphe) pouvant être appliqués pendant un traitement orthodontique fixé pour reminéraliser les dents autour des attaches.



Figure 48 : Tooth Mousse (GC).

Le Tooth Mousse contient une protéine de caséine libérant des ions calcium et phosphate. Comme le fluor, il est indiqué chez les patients à haut risque carieux et chez les patients orthodontiques.

- Traitements de surface des arcs :

Les traitements de surface mentionnés plus haut (à savoir, au nitrure de Titane, à la résine epoxy, au carbone, à l'azote, à l'or ou au téflon) favoriseraient une meilleure résistance des arcs à la corrosion et donc un moindre relargage ionique, tout en préservant leurs propriétés mécaniques (Eliades, 2002 ; House et coll., 2008 ; Noble et coll., 2008 ; Iijima et coll., 2010 ; Huang et coll., 2013 ; Krishnan et coll., 2014).

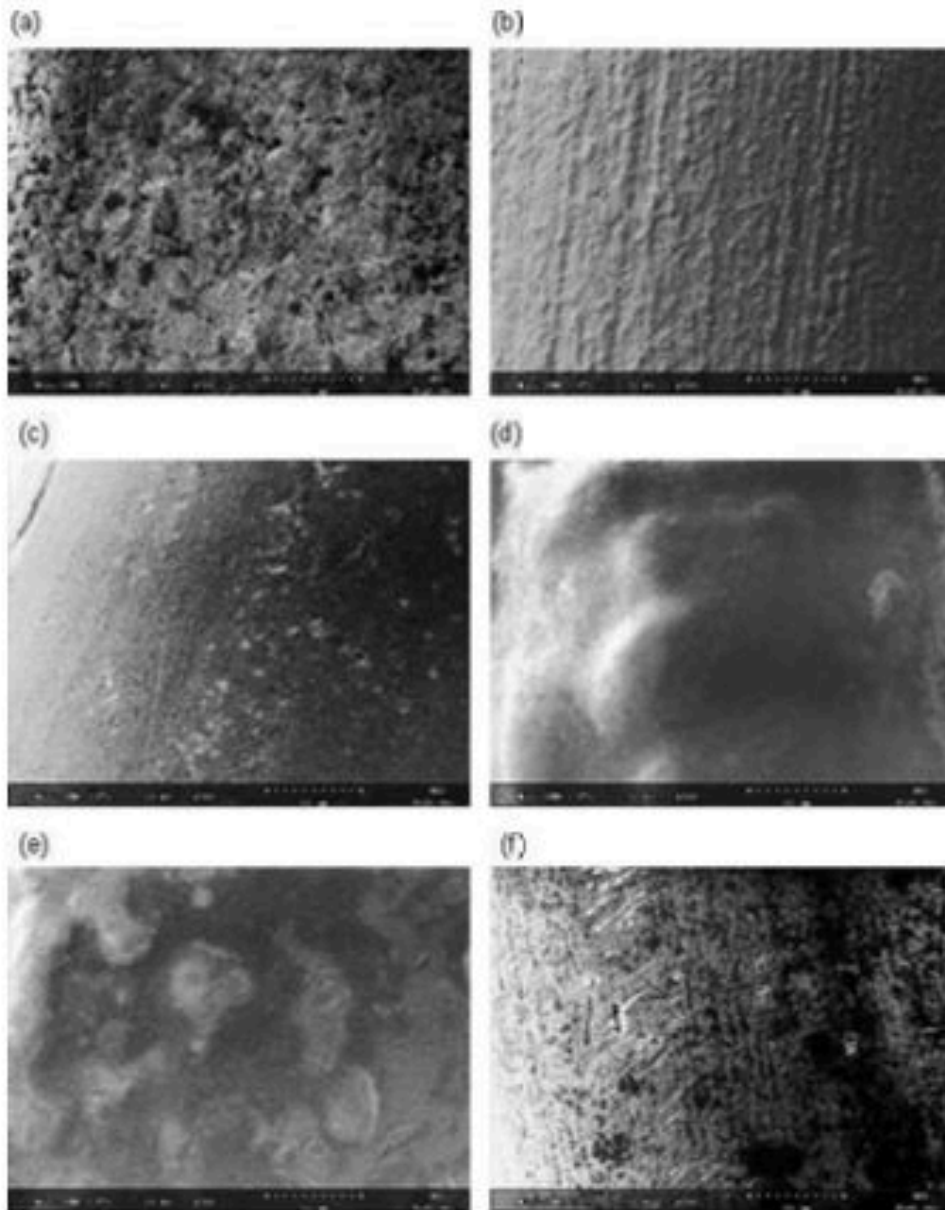


Figure 49 : microphotographies d'arcs NiTi 0.016" traités en surface obtenues au Microscope Électronique à Balayage. Source : Krishnan et coll. (2014).

Respectivement : a) BioForce longuard NiTi (GAC International, Bohemia, NY) – traitement de surface au nitrure ; des irrégularités sont visibles ; b) TruGold NiTi (Ortho Technology, Inc, Tampa, Fla) – revêtement en or présentant des stries de finition ; c) Black Diamond NiTi (Class One Orthodontics, Lubbock, Tex) – couche d'oxydes spécifique d'aspect plutôt lisse; d) Titanol Cosmetic NiTi (Forestadent, Pforzheim, Germany) – enrobage de téflon présentant un relief ; e) G4 Nickel Titanium Europa Form 1 (G&H Wire Company, Franklin, Ind) – film de résine exhibant des défauts de surface ; f) Contrôle : NiTi conventionnel, (Ortho Organizers, San Marcos, Calif) – morphologie de surface rugueuse avec des rainures longitudinales.

- Allergies au Nickel :

Ces arcs traités en surface peuvent être mis à profit en présence d'un antécédent d'hypersensibilité au Nickel. Suivant le même raisonnement, il est aussi envisageable de substituer aux arcs à base de NiTi des arcs dont la composition ne fait que peu ou pas intervenir de Nickel (acier, ou - encore mieux -, TMA).

Si la réaction allergique se manifeste après la pose, la conduite à tenir sera le retrait de tout dispositif contenant du Nickel ; dans la mesure du possible, il faut se garder de prescrire des médicaments contenant de la cortisone, car ils ralentissent les mouvements orthodontiques (Eliades, 2002). Le traitement orthodontique pourra ainsi être poursuivi et terminé dans de bonnes conditions.

Conclusion

L'utilisation exponentielle d'arcs orthodontiques à base de Nickel-Titane depuis leur création trouve sa justification dans leurs remarquables propriétés mécaniques (comme par exemple la superélasticité, pour n'en citer qu'une).

Traitement multiattache et risque carieux individuel élevé allant souvent de pair, il est fréquent d'indiquer des fluorations topiques en cours de traitement. Ces fluorations consistent en différentes interventions, quotidiennes ou ponctuelles, pour diminuer l'incidence et la sévérité des déminéralisations amélares.

Malheureusement, il a été montré que le fluor est un agent initiateur de corrosion des NiTi – au même titre que l'acidité, d'ailleurs. Les risques biologiques inhérents à la corrosion sont une dégradation de la couche protectrice de surface des arcs et donc un relargage ionique (dont l'inocuité est encore débattue), des allergies - dans de très rares cas - et une mutagénicité transitoire. Sur le plan mécanique, une diminution des propriétés mécaniques caractéristiques des NiTi s'observe à la décharge, aboutissant parfois à des fractures. L'impact biologique et mécanique de la corrosion serait relativement moindre pour les arcs CuNiTi.

Divers facteurs influent sur l'apparition des phénomènes de corrosion endobuccaux. C'est pourquoi, dans un milieu rassemblant autant de variables que la cavité buccale, la maîtrise de la corrosion passe d'abord par le choix des arcs et le protocole d'utilisation des fluorures.

Il est donc possible de gérer le risque carieux des patients orthodontiques au moyen de fluorations, si ces dernières sont réalisées avec discernement et dans les règles de l'art.

Des pistes de réflexion sur la mise en œuvre des fluorures topiques pendant les traitements orthodontiques ont été proposées, mais il n'existe pas, à l'heure actuelle, une synthèse des recommandations clairement établie. Ce travail a compilé les parutions les plus récentes pour parvenir à un bilan transposable en clinique, mais il serait souhaitable que des recommandations de bonne pratique élaborées par des sociétés savantes viennent entériner ces conseils pour les praticiens.

Références bibliographiques

1. Abalos C, Paúl A, Mendoza A, Solano E, Gil FJ. Influence of topographical features on the fluoride corrosion of Ni-Ti orthodontic archwires. *J Mater Sci Mater Med.* déc 2011; 22(12):2813-21.
2. Abbas AK, Lichtman AH, Pillai S, Baker DL, Baker A, Masson PL. Les bases de l'immunologie fondamentale et clinique. Issy-les-Moulineaux : Elsevier-Masson. cop. 2016. ; 2016. 1016p.
3. Association Française de Normalisation (AFNOR). NF EN ISO 8044. 2015
4. Amini F, Jafari A, Amini P, Sepasi S. Metal ion release from fixed orthodontic appliances--an in vivo study. *Eur J Orthod.* févr 2012; 34(1): 126-30.
5. Beline T, Garcia CS, Ogawa ES, Marques ISV, Matos AO, Sukotjo C, et coll. Surface treatment influences electrochemical stability of cpTi exposed to mouthwashes. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* févr 2016; 59: 1079-88.
6. Benyahia H, Ebntouhami M, Forsal I, Zaoui F, Aalloula E. Corrosion resistance of NiTi in fluoride and acid environments. *Int Orthod.* déc 2009; 7(4): 322-34.
7. Bolender Y. Influence des variations de température rencontrées dans la cavité buccale sur les propriétés physiques des arcs orthodontiques à base de nickel-titane. [Thèse de doctorat]. Univ. Nancy : Université Henri Poincaré. Faculté des sciences et techniques ; 2008. 132p.
8. Caldecott KW. Single-strand break repair and genetic disease. *Nat Rev Genet.* août 2008; 9(8): 619-31.
9. Camosci DA, Tinanoff N. Anti-bacterial determinants of stannous fluoride. *J Dent Res.* sept 1984; 63(9): 1121-5.

10. Cioffi M, Gilliland D, Ceccone G, Chiesa R, Cigada A. Electrochemical release testing of nickel-titanium orthodontic wires in artificial saliva using thin layer activation. *Acta Biomater.* nov 2005; 1(6): 717-24.
11. Crolet J-L, Béranger G. Corrosion en milieu aqueux des métaux et alliages. Dans : *Corrosion et vieillissement : phénomènes et mécanismes.* Paris : Editions Techniques de l'ingénieur ; 2010. Réf. m150.
12. Dawes C. Fluorides: mechanisms of action and recommendations for use. *J Can Dent Assoc.* sept 1989; 55(9): 721-3.
13. Dupeux M. *Aide-Mémoire De Science Des Matériaux.* 2e édition. Paris : Dunod ; 2008. 400p.
14. Eliades T. In Vivo Aging of Orthodontic Alloys: Implications for Corrosion Potential, Nickel Release, and Biocompatibility. *Angle Orthod.* 2002; 72(3): 16.
15. Eliades T. Orthodontic materials research and applications: Part 2. Current status and projected future developments in materials and biocompatibility. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* févr 2007; 131(2): 253-62.
16. Eliades T, Bourauel C. Intraoral aging of orthodontic materials: The picture we miss and its clinical relevance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* avr 2005; 127(4): 403-12.
17. Eliades T, Pratsinis H, Kletsas D, Eliades G, Makou M. Characterization and cytotoxicity of ions released from stainless steel and nickel-titanium orthodontic alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* janv 2004; 125(1): 24-9.
18. Enaia M, Bock N, Ruf S. White-spot lesions during multibracket appliance treatment: A challenge for clinical excellence. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* juill 2011; 140(1): e17-24.

19. Faccioni F, Franceschetti P, Cerpelloni M, Fracasso ME. In vivo study on metal release from fixed orthodontic appliances and DNA damage in oral mucosa cells. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. déc 2003; 124(6): 687-93.
20. Fernández-Miñano E, Ortiz C, Vicente A, Calvo JL, Ortiz AJ. Metallic ion content and damage to the DNA in oral mucosa cells of children with fixed orthodontic appliances. *Biometals Int J Role Met Ions Biol Biochem Med*. oct 2011; 24(5): 935-41.
21. Fors R, Persson M. Nickel in dental plaque and saliva in patients with and without orthodontic appliances. *Eur J Orthod*. juin 2006; 28(3): 292-7.
22. Fragou S, Eliades T. Effect of topical fluoride application on titanium alloys: a review of effects and clinical implications. *Pediatr Dent*. avr 2010; 32(2): 99-105.
23. Graber TM, Vanarsdall RL, Vig KWL. *Orthodontics: current principles and techniques*. St. Louis, Etats-Unis d'Amérique: Elsevier Mosby; 2012. 944p.
24. Hafez HS, Selim EMN, Kamel Eid FH, Tawfik WA, Al-Ashkar EA, Mostafa YA. Cytotoxicity, genotoxicity, and metal release in patients with fixed orthodontic appliances: a longitudinal in-vivo study. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod*. sept 2011; 140(3): 298-308.
25. He T, Li X, Dong Y, Zhang N, Zhong Y, Yin W, et coll. Comparative assessment of fluoride varnish and fluoride film for remineralization of postorthodontic white spot lesions in adolescents and adults over a 6-month period: A single-center, randomized controlled clinical trial. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod*. juin 2016; 149(6): 810-9.

26. House K, Sernetz F, Dymock D, Sandy JR, Ireland AJ. Corrosion of orthodontic appliances--should we care? *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* avr 2008; 133(4): 584-92.
27. Huang H. Ion release from NiTi orthodontic wires in artificial saliva with various acidities. *Biomaterials.* sept 2003a; 24(20): 3585-92.
28. Huang H. Corrosion resistance of stressed NiTi and stainless steel orthodontic wires in acid artificial saliva. *J Biomed Mater Res A.* 2003b; 66A(4): 829-39.
29. Huang SY, Huang JJ, Kang T, Diao DF, Duan YZ. Coating NiTi archwires with diamond-like carbon films: reducing fluoride-induced corrosion and improving frictional properties. *J Mater Sci Mater Med.* oct 2013; 24(10): 2287-92.
30. Iijima M, Endo K, Ohno H, Mizoguchi I. Effect of Cr and Cu addition on corrosion behavior of Ni-Ti alloys. *Dent Mater J.* mars 1998; 17(1): 31-40.
31. Iijima M, Yuasa T, Endo K, Muguruma T, Ohno H, Mizoguchi I. Corrosion behavior of ion implanted nickel-titanium orthodontic wire in fluoride mouth rinse solutions. *Dent Mater J.* janv 2010; 29(1): 53-8.
32. Joska L, Fojt J. Corrosion behaviour of titanium after short-term exposure to an acidic environment containing fluoride ions. *J Mater Sci Mater Med.* févr 2010; 21(2): 481-8.
33. Kaneko K, Yokoyama K, Moriyama K, Asaoka K, Sakai J. Degradation in performance of orthodontic wires caused by hydrogen absorption during short-term immersion in 2.0% acidulated phosphate fluoride solution. *Angle Orthod.* août 2004; 74(4): 487-95.
34. Kang E-H, Park S-B, Kim H-I, Kwon YH. Corrosion-related changes on Ti-based orthodontic brackets in acetic NaF solutions: surface morphology, microhardness, and element release. *Dent Mater J.* juill 2008; 27(4): 555-60.

35. Kao C-T, Ding S-J, He H, Chou MY, Huang T-H. Cytotoxicity of orthodontic wire corroded in fluoride solution in vitro. *Angle Orthod.* mars 2007; 77(2): 349-54.
36. Kao C-T, Ding S-J, Wang C-K, He H, Chou M-Y, Huang T-H. Comparison of frictional resistance after immersion of metal brackets and orthodontic wires in a fluoride-containing prophylactic agent. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* nov 2006; 130(5): 568.e1-9.
37. Kao C-T, Huang T-H. Variations in surface characteristics and corrosion behaviour of metal brackets and wires in different electrolyte solutions. *Eur J Orthod.* oct 2010; 32(5): 555-60.
38. Kassab EJ, Gomes JP. Assessment of nickel titanium and beta titanium corrosion resistance behavior in fluoride and chloride environments. *Angle Orthod.* sept 2013; 83(5): 864-9.
39. Krishnan M, Seema S, Kumar AV, Varthini NP, Sukumaran K, Pawar VR, et coll. Corrosion resistance of surface modified nickel titanium archwires. *Angle Orthod.* mars 2014; 84(2): 358-67.
40. Krishnan V, Krishnan A, Remya R, Ravikumar KK, Nair SA, Shibli SMA, et coll. Development and evaluation of two PVD-coated β -titanium orthodontic archwires for fluoride-induced corrosion protection. *Acta Biomater.* avr 2011; 7(4): 1913-27.
41. Kuby J, Kindt TJ, Goldsby RA, Osborne BA, Sautès-Fridman C. *Immunologie [Texte imprimé] : le cours de Janis Kuby : avec questions de révision.* Paris : Dunod. DL 2008, cop. 2008. ; 2008. (Sciences sup). 832p.

42. Le A, Cooper CR, Gouw AM, Dinavahi R, Maitra A, Deck LM, et coll. Inhibition of lactate dehydrogenase A induces oxidative stress and inhibits tumor progression. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 2 févr 2010; 107(5): 2037-42.
43. Lee T-H, Huang T-K, Lin S-Y, Chen L-K, Chou M-Y, Huang H-H. Corrosion resistance of different nickel-titanium archwires in acidic fluoride-containing artificial saliva. *Angle Orthod*. mai 2010; 80(3): 547-53.
44. Lefort A. Tréfilage de l'acier. Dans : *Mise en forme des aciers, aluminium, autres métaux et alliages*. Paris : Editions Techniques de l'ingénieur ; 2010. Réf. m3125.
45. Lin J, Han S, Zhu J, Wang X, Chen Y, Vollrath O, et coll. Influence of fluoride-containing acidic artificial saliva on the mechanical properties of Nickel-Titanium orthodontics wires. *Indian J Dent Res Off Publ Indian Soc Dent Res*. oct 2012; 23(5): 591-5.
46. Lindholm-Sethson B, Ardlin BI. Effects of pH and fluoride concentration on the corrosion of titanium. *J Biomed Mater Res A*. juill 2008; 86(1): 149-59.
47. Mabileau G, Bourdon S, Joly-Guillou ML, Filmon R, Baslé MF, Chappard D. Influence of fluoride, hydrogen peroxide and lactic acid on the corrosion resistance of commercially pure titanium. *Acta Biomater*. janv 2006; 2(1): 121-9.
48. Mane PP, Pawar R, Ganiger C, Phaphe S. Effect of fluoride prophylactic agents on the surface topography of NiTi and CuNiTi wires. *J Contemp Dent Pract*. 1 mai 2012; 13(3): 285-8.
49. Melsen B. *Adult orthodontics* [Texte imprimé]. Chichester, West Sussex: Wiley-Blackwell. 2012; 2012. 408p.
50. Moore R. Intra-oral temperature variation over 24 hours. *Eur J Orthod*. 1 juin 1999; 21(3): 249-61.

51. Natarajan M, Padmanabhan S, Chitharanjan A, Narasimhan M. Evaluation of the genotoxic effects of fixed appliances on oral mucosal cells and the relationship to nickel and chromium concentrations: an in-vivo study. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* sept 2011; 140(3): 383-8.
52. Noble J, Ahing SI, Karaiskos NE, Wiltshire WA. Nickel allergy and orthodontics, a review and report of two cases. *Br Dent J.* 22 mars 2008; 204(6): 297-300.
53. Noguti J, de Oliveira F, Peres RC, Renno ACM, Ribeiro DA. The role of fluoride on the process of titanium corrosion in oral cavity. *Biometals Int J Role Met Ions Biol Biochem Med.* oct 2012; 25(5): 859-62.
54. Øgaard B. Prevalence of white spot lesions in 19-year-olds: a study on untreated and orthodontically treated persons 5 years after treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* nov 1989; 96(5): 423-7.
55. Øgaard B, Larsson E, Henriksson T, Birkhed D, Bishara SE. Effects of combined application of antimicrobial and fluoride varnishes in orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* juill 2001; 120(1): 28-35.
56. Ortiz AJ, Fernández E, Vicente A, Calvo JL, Ortiz C. Metallic ions released from stainless steel, nickel-free, and titanium orthodontic alloys: Toxicity and DNA damage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* sept 2011; 140(3): e115-22.
57. Pakshir M, Bagheri T, Kazemi MR. In vitro evaluation of the electrochemical behaviour of stainless steel and Ni-Ti orthodontic archwires at different temperatures. *Eur J Orthod.* août 2013; 35(4): 407-13.

58. Perinetti G, Contardo L, Ceschi M, Antonioli F, Franchi L, Baccetti T, et coll. Surface corrosion and fracture resistance of two nickel-titanium-based archwires induced by fluoride, pH, and thermocycling. An in vitro comparative study. *Eur J Orthod.* févr 2012; 34(1): 1-9.
59. Petoumenou E, Arndt M, Keilig L, Reimann S, Hoederath H, Eliades T, et coll. Nickel concentration in the saliva of patients with nickel-titanium orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* janv 2009; 135(1): 59-65.
60. Pourquier P, Robert J. Présentation générale des mécanismes de réparation de l'ADN. *Bull Cancer (Paris).* 1 mars 2011; 98(3): 229-37.
61. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. Contemporary orthodontics. St. Louis, Etats-Unis d'Amérique: Mosby Elsevier; 2013. 768p.
62. Ramalingam A, Kailasam V, Padmanabhan S, Chitharanjan A. The effect of topical fluoride agents on the physical and mechanical properties of NiTi and copper NiTi archwires. An in vivo study. *Aust Orthod J.* mai 2008; 24(1): 26-31.
63. Rerhrhaye W, Bahije L, El Mabrouk K, Zaoui F, Marzouk N. Degradation of the mechanical properties of orthodontic NiTi alloys in the oral environment: an in vitro study. *Int Orthod.* sept 2014; 12(3): 271-80.
64. Schiff N, Boinet M, Morgon L, Lissac M, Dalard F, Grosogeat B. Galvanic corrosion between orthodontic wires and brackets in fluoride mouthwashes. *Eur J Orthod.* juin 2006; 28(3): 298-304.
65. Schiff N, Grosogeat B, Lissac M, Dalard F. Influence of fluoridated mouthwashes on corrosion resistance of orthodontics wires. *Biomaterials.* août 2004; 25(19): 4535-42.

66. Société française d'orthopédie dento-faciale, éditeur. Dictionnaire d'orthognathodontie : orthodontie, orthopédie dento-faciale. Paris, France : Société française d'orthopédie dento-faciale ; 2015. 252p.
67. Spalj S, Mlacovic Zrinski M, Tudor Spalj V, Ivankovic Buljan Z. In-vitro assessment of oxidative stress generated by orthodontic archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* mai 2012; 141(5): 583-9.
68. Stecksén-Blicks C, Renfors G, Oscarson ND, Bergstrand F, Twetman S. Caries-Preventive Effectiveness of a Fluoride Varnish: A Randomized Controlled Trial in Adolescents with Fixed Orthodontic Appliances. *Caries Research.* 2007; 41(6): 455-9.
69. Takemoto S, Hattori M, Yoshinari M, Kawada E, Oda Y. Suppression of fluoride-induced corrosion of titanium by albumin in oral modified environment. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* nov 2008; 87(2): 475-81.
70. Toumelin-Chemla F, Rouelle F, Burdairon G. Corrosive properties of fluoride-containing odontologic gels against titanium. *J Dent.* mars 1996; 24(1-2): 109-15.
71. Tufekci E, Dixon JS, Gunsolley JC, Lindauer SJ. Prevalence of white spot lesions during orthodontic treatment with fixed appliances. *The Angle Orthodontist.* mars 2011; 81(2): 206-10.
72. Walker MP, Ries D, Kula K, Ellis M, Fricke B. Mechanical properties and surface characterization of beta titanium and stainless steel orthodontic wire following topical fluoride treatment. *Angle Orthod.* mars 2007; 77(2): 342-8.
73. Walker MP, White RJ, Kula KS. Effect of fluoride prophylactic agents on the mechanical properties of nickel-titanium-based orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* juin 2005; 127(6): 662-9.

74. Watanabe I, Watanabe E. Surface changes induced by fluoride prophylactic agents on titanium-based orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod*. juin 2003; 123(6): 653-6.
75. Wendl B, Wiltsche H, Lankmayr E, Winsauer H, Walter A, Muchitsch A, et coll. Metal release profiles of orthodontic bands, brackets, and wires: an in vitro study. *J Orofac Orthop Fortschritte Kieferorthopädie*. nov 2017; 78(6): 494-503.
76. Widu F, Drescher D, Junker R, Bourauel C. Corrosion and biocompatibility of orthodontic wires. *J Mater Sci Mater Med*. mai 1999; 10(5): 275-81.
77. Yokoyama K, Kaneko K, Moriyama K, Asaoka K, Sakai J, Nagumo M. Delayed fracture of Ni-Ti superelastic alloys in acidic and neutral fluoride solutions. *J Biomed Mater Res A*. 1 avr 2004; 69(1): 105-13.
78. Yokoyama K, Kaneko K, Ogawa T, Moriyama K, Asaoka K, Sakai J. Hydrogen embrittlement of work-hardened Ni-Ti alloy in fluoride solutions. *Biomaterials*. janv 2005; 26(1): 101-8.
79. Yoshikawa T, Naito Y. What Is Oxidative Stress? *JMAJ*, juill 2002; 45(7): 271-6.

Références bibliographiques électroniques

80. Association Française de Normalisation (AFNOR). NF A51-080 [Internet]. 1991 [consulté le 20 mai 2018]. Disponible sur : <https://sagaweb-afnor.org.bases-doc.univ-lorraine.fr/fr-FR/sw/Consultation/Xml/1240631/?lng=FR&supNumDos=FA020842>
81. American Academy of Dermatology. Things that can happen with pierced ears [Internet]. c2018 [consulté le 25 mai 2018]. Disponible sur : <https://www.aad.org/public/kids/skin/piercings-tattoos/things-that-can-happen-with-pierced-ears>
82. Benson PE, Parkin N, Dyer F, Millett DT, Furness S, Germain P. Fluorides for the prevention of early tooth decay (demineralised white lesions) during fixed brace treatment. In: Cochrane Database of Systematic Reviews [Internet]. John Wiley & Sons, Ltd; 2013 [consulté le 11 juill 2017]. Disponible sur: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/14651858.CD003809.pub3/abstract>
83. Haute Autorité de Santé (HAS). Appréciation du risque carieux et indications du scellement prophylactique des sillons des premières et deuxième molaires permanentes chez les sujets de moins de 18 ans [Internet]. 2005 [consulté le 8 juin 2018]. Disponible sur: https://www.has-sante.fr/portail/jcms/c_240379/fr/appreciation-du-risque-carieux-et-indications-du-scellement-prophylactique-des-sillons-des-premieres-et-deuxiemes-molaires-permanentes-chez-les-sujets-de-moins-de-18-ans
84. Haute Autorité de Santé (HAS). Stratégies de prévention de la carie dentaire [Internet]. 2010 [consulté le 20 mai 2018]. Disponible sur: https://www.has-sante.fr/portail/jcms/c_991247/fr/strategies-de-prevention-de-la-carie-dentaire
85. International Caries Classification and Management System (ICCMS). ICDAS: a simple, logical, evidence-based system for detection and classification of caries in dental education, clinical practice, dental research, and dental public health [Internet]. c2018 [consulté le 8 avr 2018]. Disponible sur: <https://www.iccms-web.com/content/icdas>

86. Jordan L, Rocher P. Les alliages Nickel-Titane (NiTi) [Internet]. 2010 [consulté le 20 mai 2018]. Disponible sur : <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap16/site/html/cours.pdf>
87. Marinho VC, Chong LY, Worthington HV, Walsh T. Fluoride mouthrinses for preventing dental caries in children and adolescents. In: Cochrane Database of Systematic Reviews [Internet]. John Wiley & Sons, Ltd; 2016 [consulté le 11 juill 2017]. Disponible sur: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/14651858.CD002284.pub2/abstract>
88. Marinho VC, Higgins J, Logan S, Sheiham (deceased) A. Fluoride toothpastes for preventing dental caries in children and adolescents. In: Cochrane Database of Systematic Reviews [Internet]. John Wiley & Sons, Ltd; 2003a [consulté le 11 juill 2017]. Disponible sur: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/14651858.CD002278/abstract>
89. Marinho VC, Higgins JP, Logan S, Sheiham A. Topical fluoride (toothpastes, mouthrinses, gels or varnishes) for preventing dental caries in children and adolescents. In: Cochrane Database of Systematic Reviews [Internet]. John Wiley & Sons, Ltd; 2003b [consulté le 11 juill 2017]. Disponible sur: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/14651858.CD002782/abstract>
90. Marinho VC, Worthington HV, Walsh T, Chong LY. Fluoride gels for preventing dental caries in children and adolescents. In: Cochrane Database of Systematic Reviews [Internet]. John Wiley & Sons, Ltd; 2015 [consulté le 11 juill 2017]. Disponible sur: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/14651858.CD002280.pub2/abstract>
91. Marinho VC, Worthington HV, Walsh T, Clarkson JE. Fluoride varnishes for preventing dental caries in children and adolescents. In: Cochrane Database of Systematic Reviews [Internet]. John Wiley & Sons, Ltd; 2013 [consulté le 11 juill 2017]. Disponible sur: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/14651858.CD002279.pub2/abstract>

92. Institute of Medicine (US) Panel on Micronutrients. Dietary Reference Intakes for Vitamin A, Vitamin K, Arsenic, Boron, Chromium, Copper, Iodine, Iron, Manganese, Molybdenum, Nickel, Silicon, Vanadium, and Zinc [Internet]. Washington (DC): National Academies Press (US); 2001a [consulté le 21 mai 2018]. Chapitre 13, Arsenic, Boron, Nickel, Silicon, and Vanadium. Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK222322/>
93. Institute of Medicine (US) Panel on Micronutrients. Dietary Reference Intakes for Vitamin A, Vitamin K, Arsenic, Boron, Chromium, Copper, Iodine, Iron, Manganese, Molybdenum, Nickel, Silicon, Vanadium, and Zinc [Internet]. Washington (DC): National Academies Press (US); 2001b [consulté le 21 mai 2018]. Chapitre 6, Chromium. Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK222329/>
94. UFC-Que-Choisir. Dentifrice [Internet]. [consulté le 7 avr 2018]. Disponible sur : <https://www.quechoisir.org/guide-d-achat-dentifrice-n6381/>
95. Walsh T, Worthington HV, Glenny A-M, Appelbe P, Marinho VC, Shi X. Fluoride toothpastes of different concentrations for preventing dental caries in children and adolescents. In: Cochrane Database of Systematic Reviews [Internet]. John Wiley & Sons, Ltd; 2010 [consulté le 11 juill 2017]. Disponible sur: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/14651858.CD007868.pub2/abstract>

Table des matières

Introduction.....	15
1. Rappels	16
1.1 Fils orthodontiques à base de Nickel-Titane (NiTi, CuNiTi)	16
1.1.1 Composition	16
1.1.2 Propriétés.....	17
1.1.3 Indications	22
1.2 Fluor	23
1.2.1 Présentations	23
1.2.2 Propriétés.....	29
1.2.3 Indications	31
1.3 Corrosion.....	35
1.3.1 Définition	35
1.3.2 Réactions Red/Ox, potentiel de corrosion	36
1.3.3 Mécanismes	38
2. Impact clinique de la corrosion	44
2.1 Conséquences pour l'hôte	46
2.1.1 Toxicité.....	46
2.1.2 Hypersensibilité, allergie au nickel.....	48
2.1.3 Mutagénicité, carcinogénicité.....	50
2.2 Conséquences pour les arcs.....	54
2.2.1 Etat de surface	54
2.2.2 Propriétés mécaniques	56
2.2.3 Fractures des fils orthodontiques	59
3. Synthèse : la corrosion en clinique.....	61
3.1 Situations défavorables à l'origine de la corrosion.....	61
3.1.1 Caractéristiques environnementales : fluor, pH, température, bactéries, protéines, contraintes, friction	61
3.1.2 Caractéristiques métalliques : métaux nobles, passivation, composition, état de surface.....	67
3.2 Recommandations cliniques	71
Conclusion.....	76

TRAN Maï-Linh – La corrosion des arcs orthodontiques en Nickel-Titane en milieu fluoré

Nancy 2018 : 89 pages. 49 figures ; 12 tableaux.

Th : Chir-Dent. : Nancy 2018

Mots-clefs :

- Corrosion
- Nickel-Titane
- Orthodontie
- Fluor

Résumé :

La corrosion endobuccale des arcs orthodontiques soulève des interrogations quant à leur biocompatibilité, d'une part, et à leurs propriétés mécaniques d'autre part. Avec l'utilisation croissante d'arcs en Nickel Titane, connus pour leurs propriétés pseudoélastiques, mais sensibles en milieu fluoré, de nombreuses études visent à évaluer le relargage de nickel par les arcs ainsi que leur impact biologique en cours de traitement orthodontique, sachant que les patients porteurs de multiattache sont à risque carieux élevé et donc susceptibles de nécessiter une supplémentation fluorée.

L'objectif de ce travail est de faire le point sur les dernières avancées de la recherche en matière de corrosion des arcs en Nickel Titane et de proposer des recommandations cliniques fondées sur la preuve.

Membres du jury :

Pr M.P. FILLEUL	Professeur des Universités	Président de jury
<u>Dr B.EGLOFF</u>	<u>Maître de Conférences des Universités</u>	<u>Directeur</u>
Pr C.RAPIN	Professeur des Universités	Juge
Pr É. MORTIER	Professeur des Universités	Juge
Pr J.M.MARTRETTE	Professeur des Universités	Juge

Adresse de l'auteur :

Maï-Linh TRAN
11, Rue de la Porte Blanche
78 290 CROISSY-SUR-SEINE



UNIVERSITÉ
DE LORRAINE



FACULTÉ
D'ODONTOLOGIE
DE LORRAINE

Jury : Président : M.P. FILLEUL – Professeur des Universités
Juges : J.M. MARTRETTE – Professeur des Universités
C. RAPIN – Professeur des Universités
B. EGLOFF – Maître de Conférences des Universités
E. MORTIER – Maître de Conférences des Universités

Thèse pour obtenir le diplôme d'État de Docteur en Chirurgie Dentaire

Présentée par : Mademoiselle TRAN Maï-Linh

né(e) à : CHESNAY (Yvelines)

le 6 mai 1994

et ayant pour titre : « La corrosion des arcs orthodontiques en Nickel-Titane en milieu fluoré ».

Le Président du jury

FACULTÉ D'ODONTOLOGIE
UNIVERSITÉ DE LORRAINE
M.P. FILLEUL

Le Doyen,
de la Faculté d'Odontologie

FACULTÉ D'ODONTOLOGIE
UNIVERSITÉ DE LORRAINE
J.M. MARTRETTE

Autorise à soutenir et imprimer la thèse 10366

NANCY, le

Le Président de l'Université de Lorraine

Université de Lorraine
Le Président
P. MUTZENHARDT