

Université de Montréal

Influence d'un rince-bouche fluoré sur la corrosion galvanique entre un fil NiTi ou un fil CuNiTi et différents boîtiers orthodontiques : incidence sur les propriétés mécaniques des fils.

par

David Benguira

Département de santé buccale

Faculté de médecine dentaire

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures

en vue de l'obtention du grade de

Maître ès sciences (M.Sc)

en médecine dentaire, option orthodontie

Avril 2010

©David Benguira, 2010

Université de Montréal

Faculté des études supérieures

Le présent mémoire, intitulé :

Influence d'un rince-bouche fluoré sur la corrosion galvanique entre un fil NiTi ou un fil CuNiTi et différents boîtiers orthodontiques : incidence sur les propriétés mécaniques des fils.

Présenté par :

David Benguira

A été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Docteur Jack Turkewicz, Professeur agrégé	Président-rapporteur
Docteur Claude Remise, Professeur titulaire	Directeur de recherche
Docteur Daniel Fortin, Professeur titulaire	Co-directeur de recherche
Docteur Jean-Charles Létourneau, Chargé de cliniques	Membre du jury

Mémoire accepté le : _____

Sommaire

Objectif: il a été rapporté que l'utilisation d'agents prophylactiques fluorés pouvait favoriser la corrosion galvanique au sein des alliages de titane. L'objectif de la présente étude était d'évaluer l'effet d'un rince-bouche fluoré sur les propriétés mécaniques de fils en nickel-titane (**NiTi**) et de fils en cuivre-nickel-titane (**CuNiTi**) lorsque ces derniers sont couplés à des boîtiers de compositions différentes (boîtiers de marques **Smartclip**, **Clarity**, et **Sprint**).

Matériels et Méthodes : 90 segments de fils en NiTi et 90 segments de fils en CuNiTi ont été chacun couplés à 2 boîtiers de chaque marque. Chaque assemblage fil-boîtiers a été par la suite incubé pendant 3 heures à 37°C, soit dans une solution de fluore neutre (Fluorinse™ 0,05% NaF), soit dans une solution de salive artificielle (solution contrôle). Suite à l'incubation, les échantillons étaient nettoyés avec de l'eau déshydrogénée, les fils séparés des boîtiers et montés sur un support pour subir un test de pliage en trois points en milieu humide (salive artificielle) à 37°C. Les modules d'élasticité ainsi que les limites conventionnelles d'élasticité en activation et en désactivation ont été mesurés et comparés. Des analyses de Variance (ANOVA) et des comparaisons post-hoc avec la correction de Bonferroni ont été utilisées pour comparer les groupes entre eux ($\alpha = 0,05$).

Résultats : L'utilisation d'un rince-bouche fluoré a produit une réduction du module d'élasticité et de la limite conventionnelle d'élasticité en activation et en désactivation pour les fils en NiTi ; cependant, cet effet a été modulé par le type de boîtier auquel le fil a été couplé.

Les propriétés mécaniques de fils en CuNiTi n'ont pas été affectées par le fluor, ou par le type de boîtier utilisé.

Conclusions : L'utilisation d'un rince-bouche fluoré modifie les propriétés mécaniques des fils en NiTi seulement. Cet effet est modulé par le boîtier auquel le fil en NiTi est couplé.

A la différence des autres études publiées dans la littérature, nos résultats ne nous permettent pas de conclure que la modification des propriétés mécaniques des fils en NiTi entraînerait obligatoirement un allongement de la durée du traitement orthodontique.

Mots clés : **Fluor, fils nickel-titane, boîtiers orthodontiques, corrosion galvanique, propriétés mécaniques.**

Abstract

Aim: it has been reported that the use of fluoride prophylactic agents can cause galvanic corrosion of the titanium based alloys used in orthodontics. The purpose of the present study was to investigate the effects of a fluoride mouthrinse on the mechanical properties of nickel-titanium (NiTi) and copper–nickel-titanium (CuNiTi) orthodontic archwires that have been coupled with different types of orthodontic brackets (**Smartclip**, **Clarity**, and **Sprint** brackets).

Materials and Methods: 90 segments of NiTi and 90 segments of CuNiTi archwires were tested. Every segment was coupled with 2 brackets of each brand. The wire–bracket assembly obtained was incubated, at 37°C for three hours either in a solution of a commercially available mouthwash (Fluorinse™ 0,05% NaF), or in a solution of artificial saliva (control).

Following the incubation, the wires were separated from the brackets, rinsed, mounted on a stainless steel support and placed in a waterbath of artificial saliva at 37°C.

A 3-point bending test was made to calculate the loading and unloading elastic modulus and yield strength of the wires.

Analysis of variance (ANOVA) and post hoc comparisons were made using Bonferroni's correction to identify the statistically significant differences ($\alpha = 0,05$).

Results: The use of a fluoridated mouthrinse reduced the loading and unloading elastic modulus and yield strength of the NiTi wires. This reduction, however, varies with the type of bracket that was coupled with the wire.

The mechanical properties of the CuNiTi wires were not modified by the use of the fluoride rinse or by the type of bracket to which they were coupled.

Conclusions : The use of a fluoride mouthrinse alters the mechanical properties of NiTi wires only. This effect varies with the type of bracket that was in contact with the wire. However our results do not allow us to conclude that the alteration of the mechanical properties of the wires would necessarily imply a prolongation of the orthodontic treatment time.

Key words: Fluoride, nickel-titanium archwires, galvanic corrosion, mechanical properties.

TABLE DES MATIÈRES

SOMMAIRE	iii
ABSTRACT	iv
TABLE DES MATIÈRES	v
LISTE DES TABLEAUX	viii
LISTE DES FIGURES	x
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	xii
REMERCIEMENTS	xiv
DÉDICACES	xvi
1.INTRODUCTION	17
2.RECENSION DES ECRITS	21
2.1 Mouvements dentaires.....	22
2.1.1 La théorie bioélectrique.....	23
2.1.2 La théorie pression tension	24
2.1.3 L'intensité de la force	25
2.1.4 Les types de forces.....	27
2.2 Propriétés mécaniques des fils orthodontiques	28
2.2.1 La courbe contrainte/déformation.....	28
2.2.1.1 La limite élastique (<i>elastic limit</i>) / déformation permanente (<i>permanent set</i>)	29
2.2.1.2 Zone élastique (<i>elastic range, working range</i>)	30
2.2.1.3 <i>Module d'élasticité et le taux charge/déflexion</i>	31
2.2.2 <i>Types de fils disponibles</i>	32
2.2.2.1 <i>Acier inoxydable</i>	32
2.2.2.2 <i>Acier inoxydable multibrins</i>	34
2.2.2.3 <i>Les alliages en nickel-titane</i>	35
2.2.2.3.1 <i>Le Nitinol</i>	38

2.2.2.3.2 <i>Le nickel-titane chinois (nickel-titane de deuxième génération)</i>	39
2.2.2.3.3 <i>Le nickel-titane japonais (nickel –titane de troisième génération)</i>	40
2.2.2.3.4 <i>Le Copper NiTi (CuNiTi)</i>	42
2.2.2.4 <i>Le bêta-titane ou TMA</i>	44
2.3 Propriétés des fils et phases de traitement	45
2.4 Le Fluor en orthodontie	47
2.5 La corrosion galvanique	49
2.5.1 <i>Libération de nickel et cytotoxicité</i>	50
2.5.2 <i>Altération des propriétés mécaniques</i>	53
2.6 Le test de pliage en trois points	56
3.OBJECTIFS DE L'ETUDE	58
4.TECHNIQUES EXPERIMENTALES	61
4.1 Matériaux.....	62
4.1.1 <i>Les fils NiTi et CuNiTi</i>	62
4.1.2 <i>Les boîtiers</i>	63
4.1.3 <i>Les solutions</i>	63
4.2 Nombre d'échantillons.....	66
4.3 Assemblage et incubation précédant le test	67
4.4 Le test de pliage en trois points	68
4.4.1 <i>Environnement du test</i>	68
4.4.2 <i>Montage du test</i>	70
4.5 Sources d'erreurs	73
5.RESULTATS EXPERIMENTAUX	75
5.1 Analyse préliminaire par Box plots et Histogrammes.....	77
5.2 Analyses de variance (ANOVA)	84
5.2.1 <i>Module d'élasticité en activation (E load)</i>	84
5.2.2 <i>La limite conventionnelle d'élasticité en activation ou Yield Strength load (YS load)</i>	86
5.2.3 <i>Module d'élasticité en désactivation ou modulus unload (E unload)</i>	87
5.2.4 <i>La limite conventionnelle d'élasticité en désactivation ou Yield Strength unload (YS unload)</i>	88
5.2.5 <i>La charge en désactivation</i>	90
5.2.5.1 <i>Déflexion de 0,5mm</i>	90
5.2.5.2 <i>Déflexion de 1 mm</i>	92

5.2.5.3 Déflexion de 1,5mm	93
5.2.5.6 Déflexion de 2 mm.	94
6.DISCUSSION	96
6.1 Résultats cliniques versus résultats en laboratoire	98
6.2 Variables affectant la comparaison avec les autres études.	98
6.3 Evaluation des hypothèses de recherche	99
6.3.1 Effet sur les fils en NiTi.....	99
6.3.2 Effet sur les fils en CuNiTi.....	101
6.4 Fragilisation par l'hydrogène	102
6.5 Comparaison avec la littérature	104
6.6 Directions futures	107
7.CONCLUSIONS	109
8.BIBLIOGRAPHIE	113

LISTE DES TABLEAUX

Tableau I : Réponse physiologique à une pression soutenue appliquée sur une dent.....	26
Tableau II : Forces optimales pour un mouvement orthodontique.....	27
Tableau III: Fils utilisés en fonction de la phase du traitement	46
Tableau IV: Composition de la salive artificielle.....	65
Tableau V : Comparaison de E load, E unload, YS load et YS unload (Moyennes \pm Ecart type) pour les 12 groupes étudiés.....	77
Tableau VI : module d'élasticité en activation (moyennes \pm écart-type en MPa) en fonction de chacun des trois boîtiers pour l'assemblage <u>NiTi-F</u>	85
Tableau VII: Limite conventionnelle d'élasticité en activation (moyennes \pm écart-type en MPa) en fonction de chacun des trois boîtiers pour l'assemblage <u>CuNiTi-SA</u>	86
Tableau VIII : module d'élasticité en désactivation (moyennes \pm écarts-types en MPa) en fonction de chacun des trois boîtiers pour l'assemblage <u>NiTi-F</u>	87
Tableau IX : Limite conventionnelle d'élasticité en désactivation (moyennes \pm écarts-types en MPa) en fonction de chacun des trois boîtiers pour l'assemblage <u>NiTi-F</u>	88
Tableau X : Limite conventionnelle d'élasticité en désactivation (moyennes \pm écart-type en MPa) en fonction de chacun des trois boîtiers pour l'assemblage <u>NiTi-SA</u>	89
Tableau XI : Limite conventionnelle d'élasticité en désactivation (moyennes \pm écart-type en MPa) en fonction de chacun des trois boîtiers pour l'assemblage <u>CuNiTi-F</u>	89
Tableau XII : Charge à 0,5mm en désactivation (N) en fonction du type de fil...90	
Tableau XIII : Charge à 0,5mm en désactivation (N) en fonction du type de boîtier pour l'assemblage <u>NiTi-F</u>	91

Tableau XIV : Charge à 0,5mm en désactivation (N) en fonction du type de boîtier pour l'assemblage <u>NiTi-SA</u>	91
Tableau XV : Charge à 1mm en désactivation (N) en fonction du type de fil.....	92
Tableau XVI : Charge à 1mm en désactivation (N) en fonction du type de boîtier couplé à un fil en NiTi.....	93
Tableau XVII : Charge à 1,5mm en désactivation (N) en fonction du type de boîtier couplé à un fil en NiTi.....	94
Tableau XVIII : Charge à 2mm en désactivation (N) en fonction du type de fil.....	94
Tableau XIX : Charge à 2mm en désactivation (N) en fonction du type de boîtier pour l'assemblage <u>NiTi-F</u>	95
Tableau XX: Valeurs moyennes et écarts types des propriétés mécaniques de fils en NiTi et en CuNiTi après exposition au dH ₂ O, Phos-flur gel et au Prevident	100
Tableau XXI: Valeurs moyennes et écarts types des propriétés mécaniques de fils en NiTi et en CuNiTi du groupe contrôle, du groupe qui a été exposé au Phos-flur rinse (solution fluorée), et du groupe exposé au gel fluoré F-Gel.....	105

LISTE DES FIGURES

Figure 1. Les quatre éléments déterminants de la mécanique orthodontique fixes.....	19
Figure 2 : courbe contrainte /déformation pour un métal conventionnel.....	30
Figure 3 : Comparaison de deux courbes contrainte /déformation avec des modules d'élasticité différents.....	32
Figure 4a : Structures cristallines des métaux.....	33
Figure 4b : Courbe contrainte/déformation de l'acier inoxydable.....	33
Figure 5 : Courbe contrainte/déformation d'un fil en acier multibrin, le D-Rect...34	
Figure 6 : La superélasticité.....	35
Figure 7 : Les intervalles de température pour la transformation martensitique (Ms-Mf) et pour la transformation austénitique (As-Af).....	37
Figure 8 : Courbes d'activation et de désactivation du Nitinol.....	38
Figure 9 : Comparaison des courbes contrainte /déformation des fils en acier inoxydable, Nitinol et nickel-titane chinois de diamètre 0,016 ".....	39
Figure 10 : Courbe contrainte/déformation obtenue lors d'un test de flexion en trois points pour le Cr-Co, l'acier inoxydable, le Nitinol et le Nickel-titane japonais.....	41
Figure 11 : Comparaison des Courbes contrainte/déformation d'un fil en acier inoxydable et d'un fil en TMA.....	45
Figure 12 : La table des séries galvaniques.....	50
Figure 13 : Composants d'un boîtier conventionnel.....	54
Figure 14 : Différence de potentiel entre des boîtiers conventionnels (OptiMESH) et des boîtiers MIM (MiniTwin) couplés avec des fils NiTi et CuNiTi.....	55
Figure 15 : Montage classique d'un test de pliage en trois points.....	56
Figure 16 : Fluorinse® (Oral-B), rince bouche fluoré à 0,05% NaF.....	65

Figure 17 : Assemblage d'un fil CuNiTi avec 2 boîtiers Sprint, immergés dans 20 ml de solution fluorée.....	68
Figure 18 : Montage du test avec la sonde au centre reliée à la cellule de charge; le chauffe-eau et l'agitateur de vitesse sont situés à gauche du montage.....	69
Figure 19 : Fils en NiTi montés sur le support en acier inoxydable.....	70
Figure 20 : Courbe contrainte/déformation pour un fil du groupe NiTi-FRD-SA illustrant le « slop » ou décalage initial entre 0,0 et 0,1mm dû aux difficultés de calibration.....	73
Figure 21 : la flèche indique une zone de dépression en « V » au niveau du plateau de désactivation, sans doute due au glissement de la tige le long du fil pendant le test.....	74
Figure 22 : Box plot du E load pour les 12 groupes étudiés.....	78
Figure 23 : Box plot du E unload pour les 12 groupes étudiés.....	79
Figure 24 : Box Plot du YS load pour les 12 groupes étudiés.....	80
Figure 25 : Box plot du YS unload pour les 12 groupes étudiés.....	81
Figure 26 : Box plot de la charge au point de déformation permanente en activation (A-compressive load) et en désactivation (B-compressive unload) pour les 12 groupes étudiés.....	82
Figure 27 : Histogrammes des forces en désactivation (N) par groupe pour les quatre amplitudes en désactivation pour les 12 groupes étudiés : 0,5mm(A), 1mm(B), 1,5mm(C) et 2mm(D).....	83

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

°	Degré
"	Pouces (quand il suit un chiffre)
%	Pourcentage
ADA	American Dental Association
AMPc	Adénosine monophosphate cyclique
ANOVA	Analyse de variance
Af	Température ou se termine la transformation Austénitique (<i>Austenitic finish</i>).
Ag	Argent
As	Température ou débute la transformation Austénitique (<i>Austenitic start</i>).
Au	Or
CuNiTi	Fil ou alliage de cuivre- nickel-titane
dH ₂ O	Eau déshydrogénée
E	Module d'élasticité
E load	Module d'élasticité en activation
E unload	Module d'élasticité en désactivation
g	Grammes
kN	Kilo-newtons
LDR	<i>Load deflection rate</i> ou taux de charge/déflexion
LPD	Ligament parodontal
Mf	Température ou se termine la transformation Martensitique (<i>Martensitic finish</i>)
Ms	Température ou débute la transformation Martensitique (<i>Martensitic start</i>)
mm	millimètres
N	Newtons
NaF	Fluorure de sodium
Ni	Nickel
NiTi	Fil ou alliage de nickel-titane
MEB	Microscope électronique à balayage

MIM	Procédé de moulage par injection métallique
TMA	Fil ou alliage de titane-molybdène
TTR	Intervalle de température de transition
WSLD	<i>White spot lesion demineralization</i> ou carie initiale
YS	Limite conventionnelle d'élasticité
YS load	Limite conventionnelle d'élasticité en activation
YS unload	Limite conventionnelle d'élasticité en désactivation

REMERCIEMENTS

Je veux exprimer mes sincères remerciements au **Dr Claude Remise**, chef de la Section d'orthodontie et directeur de ce projet, pour la confiance qu'il m'a montré au cours de ces trois dernières années, tant en clinique qu'en recherche. Sa grande compétence, son dévouement et son enthousiasme pour l'enseignement de notre discipline font de lui plus qu'un professeur mais un véritable mentor. Qu'il soit remercié pour sa disponibilité, ses conseils, ses encouragements et plus simplement pour son amitié. Qu'il trouve ici l'expression de ma reconnaissance et de mon profond respect.

Un grand merci au **Dr Daniel Fortin**, co-directeur de cette maîtrise, pour m'avoir accueilli au laboratoire des matériaux pendant plusieurs semaines et m'avoir guidé dans la réalisation d'un montage expérimental qui nécessitait beaucoup d'ingéniosité. Vos conseils lors de l'élaboration de ce projet ont été précieux. Veuillez trouver ici l'expression de ma profonde reconnaissance.

Je souhaite aussi remercier **Dr Jack Turkewicz**, directeur du Département de santé buccale, professeur et clinicien à la section d'orthodontie pour son implication dans ce projet en tant que président-rapporteur. Je désire également souligner sa grande contribution à ma formation théorique et clinique. Sa grande générosité m'a fait grandement profiter de son expertise. Qu'il trouve ici l'expression de ma gratitude et de mon profond respect.

Dr Jean-Charles Létourneau, merci d'avoir accepté de prendre part à l'évaluation de ce mémoire en tant que membre externe du jury. Votre expertise ainsi que vos grandes qualités pédagogiques font de vous un véritable atout pour notre département. Veuillez trouver ici le témoignage de ma sincère reconnaissance.

M. Pierre Rompré, merci pour votre aide précieuse lors de l'analyse statistique des résultats. Votre disponibilité et vos explications ont rendus moins complexes

cette portion de mon projet. Veuillez trouver ici l'expression de ma profonde reconnaissance.

Un grand merci au fonds **Paul-Geoffrion** pour avoir participé au financement des frais liés à ce projet.

Je souhaite également remercier Les compagnies **3M Unitek, Ormco** et **Forestadent** pour leurs contributions matérielles.

A mes trois collègues et amis, **Andrée, Bradley et Audrey.**

DEDICACES

A mon épouse Sarah, pour son amour, son aide et sa patience envers son éternel étudiant de Mari. Tu m'as aidé à traverser avec succès toutes les difficultés que la vie de famille et d'étudiant peuvent engendrer. Tu as plus que ta place dans cette page et dans ma vie.

A mes enfants, adorables et impertinents, merci d'avoir laissé Papa travailler ! J'espère que mon exemple vous inculquera l'importance de ne jamais baisser les bras et qu'il n'y a pas d'âge pour étudier.

A mes parents, pour leurs encouragements et leur confiance. *Citius, Altius, Fortius.*

CHAPITRE PREMIER

Introduction

1. Introduction

Le chevauchement des dents ainsi que leur protrusion est un problème qui semble avoir hanté les hommes depuis l'antiquité. On a ainsi découvert des appareillages orthodontiques utilisés par les Etrusques et les Grecs qui datent d'au moins 1000 ans avant l'ère chrétienne (Corrucini R, 1989).

Avec le développement de la dentisterie moderne au 18^e et au 19^e siècle, plusieurs dentistes ont essayé de créer des appareils pour la correction du chevauchement dentaire.

Ces appareils servaient à obtenir un simple alignement des dents et ignoraient généralement les problèmes de disharmonies dento-dentaires (ce qu'on appelle aujourd'hui les problèmes d'articulé ou d'occlusion) et dento-maxillaires.

Ce n'est que suite au développement des concepts de l'occlusion prothétique, dans les années 1880, qu'Edward Angle, un ancien professeur au département de prosthodontie de l'école dentaire de Pennsylvanie, a pu créer une classification des problèmes d'occlusions dentaires et poser des objectifs de traitement qui dépassaient le simple alignement mais qui proposaient une véritable prise en charge des disharmonies dento-dentaires et dento-maxillaires. L'orthodontie moderne venait alors de naître et Edward Angle s'était proclamé alors le premier dentiste spécialiste.

En 1928, après le *E-Arch*, le *Pin and tube* et le *Ribbon Arch*, Angle a introduit le système dit *Edgewise* qui est le véritable précurseur des boîtiers orthodontiques actuels. Ce système utilisait des attachements cimentés sur les dents et des fils pour obtenir un contrôle de la position des dents dans toutes les dimensions.

Dans le système *Edgewise*, l'orthodontiste devait réaliser des plis dans les trois dimensions pour positionner chaque dent de façon précise, le boîtier n'étant rien d'autre qu'un simple attachement au centre duquel il fallait ligaturer le fil.

Notre spécialité a beaucoup évolué depuis, surtout depuis les travaux d'Andrews, en 1972, qui nous a permis de passer des bagues orthodontiques aux boîtiers préprogrammés ou *Straight Wire Appliance* (SWA). Ce système permettait à

l'orthodontiste de diminuer grandement le nombre de plis nécessaires à placer dans le fil pour obtenir une position idéale de chaque dent au sein de l'arcade. Il n'était en effet plus nécessaire de réaliser des plis bucco-linguaux (dits de 1^{er} ordre), mésio-distaux (dits de 2^e ordre) ni des torsions au sein du fil (plis de 3^e ordre ou de torque) car chaque boîtier était taillé selon des valeurs moyennes déterminées à partir de modèles représentant des occlusions dites normales pour chaque type de dents (incisives, canines, prémolaires et molaires) qui incorporaient dans le corps du boîtier une programmation standard dans chacune des trois dimensions. Andrews a été le premier à proposer des valeurs types (on parle de prescription) dans chacun des trois ordres pour les différents attachements. D'autres auteurs ont, par la suite, ajusté les valeurs qui leur paraissaient inadéquates, créant ainsi les différentes prescriptions disponibles sur le marché (Roth, MBT, Hanson, Damon ...).

Depuis lors, les mécaniques orthodontiques fixes dépendent toujours de la quadrature suivante :

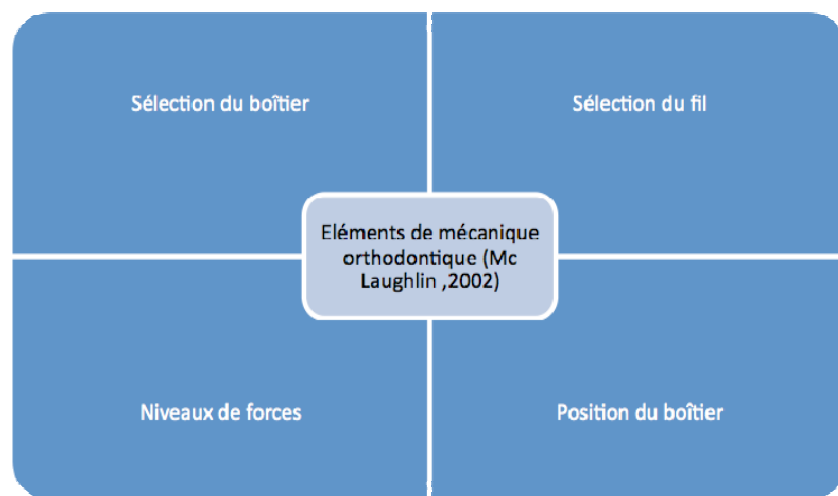


Figure 1. Les quatre éléments déterminants de la mécanique orthodontique fixe (Mc Laughlin et al., 2002).

Un autre développement majeur de l'orthodontie moderne a été l'arrivée de la grande famille des fils en Nickel-Titane dans les années 1970.

Ces fils, de par leurs propriétés de mémoire de forme et de superélasticité, permettent, dans la plupart des cas, à l'orthodontiste d'engager très tôt dans le traitement tous les boîtiers malgré un chevauchement sévère et de générer des forces plus douces que les autres types de fils.

Les boîtiers modernes sont collés de façon directe sur les dents et peuvent être un obstacle à l'enlèvement de la plaque dentaire, compliquant ainsi l'hygiène orale du patient.

On sait de plus qu'en présence d'une hygiène inadéquate on trouvera fréquemment des zones d'émail déminéralisé autour des boîtiers et parfois même des caries sévères.

De nombreuses études ont montré que l'utilisation de fluor topique augmente le potentiel de reminéralisation de l'émail et l'utilisation de rince-bouches fluorés a été maintes fois recommandée lors de traitements orthodontiques (Benson, 2005).

Les alliages en nickel-titane sont censés être assez résistants à la corrosion, mais des études récentes ont montrées qu'en présence de fluor ces alliages se corrodent et subissent une diminution de leurs propriétés mécaniques (Yokoyama, 2004).

Les études *in vitro*, qui suggèrent que le fluor diminue les propriétés mécaniques des fils en nickel-titane, n'ont en général testé que l'effet du fluor sur les fils seulement.

Or la réalité clinique est tout autre, en bouche les fils sont toujours couplés à des boîtiers.

A notre connaissance, aucune étude *in vitro* n'a comparé, à ce jour, les effets d'une solution fluorée sur un assemblage fil et boîtiers qui mime la réalité clinique.

L'objectif de la présente étude est d'évaluer si l'utilisation d'un rince-bouche fluoré sur un assemblage de fils en NiTi ou en CuNiTi couplé avec différents boîtiers montre une modification des propriétés mécaniques de ces fils.

CHAPITRE DEUXIEME

Recension des écrits

2. Recension des écrits

Notre projet de recherche vise à évaluer la variation dans les propriétés mécaniques des fils en nickel-titane suite à leur incubation dans des milieux de *salive artificielle* ou de *fluor* alors qu'ils ont été au préalable couplés avec différents boîtiers.

Il est évident que pour bien comprendre l'intérêt clinique de notre recherche il est important de revoir comment les mouvements dentaires sont physiologiquement produits et de décrire ensuite les fils qui sont à la disposition des orthodontistes pour produire ces mouvements recherchés, de faire un rappel des propriétés de ces fils et des variables connues qui modifient ces propriétés, notamment le fluor et le phénomène de corrosion galvanique. Ceci nous permettra par la suite de mieux poser notre problématique.

2.1 Mouvements dentaires

Le traitement orthodontique est basé sur le principe qui veut que, si une pression est appliquée suffisamment longtemps sur une dent, cette dent va se déplacer pendant que l'os de support va connaître un processus de remodelage.

La réponse osseuse est modulée par les fibres du ligament parodontal (LPD).

Le ligament parodontal est composé de fibres de collagène, de cellules mésenchymateuses, d'éléments vasculaires et nerveux ainsi que de fluide tissulaire. Les cellules mésenchymateuses du LPD sont des cellules peu différenciées qui ont la capacité de se transformer en ostéoclastes et ostéoblastes permettant ce jeu perpétuel d'apposition et de résorption osseuses qui est la réponse normale du corps aux contraintes sur les dents, générées par la fonction masticatoire. Cette capacité à créer ou à résorber de l'os en fonction de la contrainte est à la base de la thérapeutique orthodontique.

Suite à l'application d'une force, des réactions inflammatoires et des processus de réparation s'activent dans le parodonte de la dent subissant la force (Davidovitch, 1997).

Deux écoles de pensée s'affrontent, chacune avec sa théorie pour expliquer le mouvement dentaire : la théorie bioélectrique et la théorie pression tension.

2.1.1 La théorie bioélectrique

La théorie bioélectrique dérivée de la piézoélectricité veut que lorsque l'os alvéolaire est soumis à une tension et plie, des signaux électriques sont produits de la même façon que lorsqu'on déforme un matériau à structure cristalline et un déplacement d'électrons a lieu d'un bout à l'autre de la structure cristalline.

Les signaux générés dans l'os sont caractérisés par 2 propriétés communes à tous les signaux piézoélectriques, à savoir :

- 1) Leur faible durée suite à un stimulus;
- 2) La création d'un signal équivalent mais en direction opposée lors de l'arrêt de la contrainte.

Il est bien établi que les signaux électriques intra-osseux générés par des contraintes, ou plus simplement par la gravité, sont importants pour le maintien de l'intégrité du squelette. On a, par exemple, remarqué une perte minérale et même de l'atrophie osseuse chez les astronautes dont les os ne plient plus quand ils sont en apesanteur.

Néanmoins ces signaux ne sont produits que lorsque la contrainte est appliquée ou retirée; en présence d'une force continue, rien ne se passe. Si ces signaux étaient cruciaux lors du mouvement dentaire, une force vibratoire devrait produire de meilleurs résultats que lorsqu'on applique une force continue, ce qui n'est pas le cas (Shapiro, 1979).

Stark a montré, en 1987, avec des expérimentations sur animaux, que l'application d'un champ magnétique pulsé accélérât le mouvement

orthodontique en réduisant la période réfractaire initiale qui précède le mouvement orthodontique.

En conclusion, on peut dire qu'il est peu probable que cette théorie décrive adéquatement le pourquoi du mouvement dentaire; il est cependant indéniable que les courants électriques et les champs électromagnétiques influencent le remodelage osseux; ils pourraient donc être un jour utilisés pour accélérer les traitements orthodontiques, même si pour l'instant cette avenue a été quelque peu délaissée.

2.1.2 La théorie pression tension

C'est la théorie la plus classique. Celle-ci se base sur le fait que, lorsqu'une dent subit une contrainte soutenue, la pression des vaisseaux sanguins du LPD est modifiée de façon différentielle.

Ainsi, quand une dent est sous tension, le ligament parodontal est comprimé à certains endroits alors qu'il peut être étiré en d'autres endroits. Là où le LPD est étiré (du côté controlatéral à la direction du mouvement) les vaisseaux sanguins sont dilatés, tandis que du côté ipsilatéral, le LPD est écrasé et la lumière des vaisseaux sanguins est au contraire oblitérée.

L'oblitération ou au contraire la dilatation des vaisseaux affecte bien sûr la quantité d'oxygène libérée aux sites de compression (diminuée) ou d'étirement et entraîne aussi la libération de médiateurs chimiques qui vont activer les cellules mésenchymateuses et favoriser leur différenciation en ostéoclastes du côté de la compression et en ostéoblastes du côté de la tension.

La réponse physiologique est principalement fonction de l'intensité et du type de force (Graber et Vanarsdall, 2005).

2.1.3 L'intensité de la force

L'application de forces légères (sous les 25g/cm²) favorise une résorption directe ou frontale qui consiste en une résorption de l'os alvéolaire adjacent à la membrane parodontale comprimée. Pour favoriser les mouvements orthodontiques, l'activité cellulaire doit être initiée tout en demeurant viable. Tant que la compression tissulaire demeure sous les limites physiologiques, le remodelage de l'alvéole se produit et permet les mouvements dentaires rapides avec moins de dommages aux tissus parodontaux et moins de douleur ressentie par le patient. La résorption débute après quatre heures de pression continue et est précédée par la libération au sein du LPD de médiateurs de l'inflammation comme la prostaglandine et l'interleukine 1-bêta ainsi que par une augmentation de la concentration d'adénosine monophosphate cyclique (AMPc) qui favorisent la différenciation des cellules mésenchymateuses du LPD en ostéoblastes et en ostéoclastes (Grieve,1994).

Si, par contre, l'intensité de la force est telle que l'oblitération des vaisseaux sanguins du LPD est totale, la différenciation des cellules mésenchymateuses n'aura pas lieu ; on verra plutôt une nécrose dite stérile de la zone en compression.

Cette zone nécrotique avasculaire a été appelée traditionnellement la zone hyalinisée à cause de son aspect sur coupes histologiques bien qu'elle ne contienne pas de cartilage hyalin.

Dans ce cas, le remodelage osseux ne peut se faire que grâce à des cellules situées à distance dans des sites non nécrosés. Ainsi, après plusieurs jours, des cellules avoisinantes commencent à envahir la zone hyalinisée et des ostéoclastes commencent à résorber l'os situé sous la zone hyalinisée ; on parle de résorption sous-minée ou indirecte. Ce type de résorption provoque une nécrose des éléments cellulaires du LPD et cause plus de douleur au patient.

L'efficacité du mouvement dentaire est diminuée (plus lent) car ce processus de résorption sous-minée peut prendre de 7 à 14 jours avant que le mouvement ne soit réalisé (Tableau I selon Proffit, 2007).

Temps/Durée	Pression légère	Pression élevée
Moins d'une seconde	Le fluide du LPD est incompressible, l'os alvéolaire plie, un signal piézoélectrique est généré.	Le fluide du LPD est incompressible, l'os alvéolaire plie, un signal piézoélectrique est généré.
1-2 secondes	Évacuation du liquide du LPD, la dent bouge dans LPD.	Évacuation du liquide du LPD, la dent bouge dans le LPD.
3-5 secondes	Vaisseaux sanguins compressés partiellement au site de la pression, dilatés du côté en tension. Les fibres et les cellules du LPD sont mécaniquement déformées.	Occlusion des vaisseaux sanguins du LPD du côté pression.
Minutes	Altération du débit sanguin, changement du niveau d'oxygène, relâchement des prostaglandines et cytokines.	Arrêt du débit sanguin du côté pression dans le LPD.
Heures	Changements métaboliques, modification activité cellulaire par les messagers chimiques, changement dans les niveaux d'enzymes.	Mort des cellules dans le site de compression.
4 heures	Augmentation du niveau AMPc, différenciation cellulaire dans LPD	
2 jours	Mouvement dentaire par remodelage osseux de l'alvéole (ostéoclastes-ostéoblastes) <i>Frontal resorption</i> (site périostéal de la lamina dura)	
3-5 jours		Différenciation cellulaire dans les espaces médullaires près des zones de pression, résorption sous-minée commence (site endostéal de la lamina dura).
7-14 jours		<i>La résorption par sous-minage (undermining resorption) fait disparaître la lamina dura adjacente aux zones de compression du LPD, le mouvement dentaire commence.</i>

Tableau I : Réponse physiologique à une pression soutenue appliquée sur une dent (Proffit, 2007)

Il est clair qu'en orthodontie notre objectif sera de produire un mouvement dentaire par résorption frontale en utilisant des forces légères. Néanmoins, nous

devons réaliser que nous produisons chez la plupart de nos patients, au moins en certains endroits, de la résorption sous-minée.

L'application de forces qui produisent un déplacement inférieur ou égal à 1 mm par mois semble constituer un idéal clinique (Piette et Reyhler, 1991; Davidovitch, 1997).

2.1.4 Les types de forces

Les forces orthodontiques peuvent être continues ou intermittentes (Graber et Vanarsdall, 2005). Plusieurs auteurs ont préconisé l'emploi de forces continues et légères pour un mouvement dentaire optimal (Burstone, 1961; Proffit, 2007), mais cet idéal semble inaccessible car aucun système de forces ne peut demeurer continu à long terme.

Forces optimales pour un mouvement orthodontique: (Selon Proffit, W.R.: Contemporary Orthodontics, Mosby 2007.)	
Bascule	35- 60 g
Translation	70-120 g
Mouvement de racine	50-100 g
Rotation	35- 60 g
Extrusion	35- 60 g
Intrusion	15- 20 g

Tableau II : Forces optimales pour un mouvement orthodontique (Proffit, 2007)

D'autres ont, par contre, affirmé que des forces intermittentes permettraient une meilleure réorganisation des tissus parodontaux et éviteraient de créer une phase de résistance des cellules cibles qui ralentit le mouvement dentaire (Davidovitch, 1997).

La connaissance des propriétés mécaniques des fils orthodontiques devient primordiale pour choisir judicieusement un système qui peut développer des forces légères (continues ou intermittentes) selon la situation donnée.

2.2 Propriétés mécaniques des fils orthodontiques

Les différentes sortes de fils présents sur le marché ne cessent d'évoluer et de se multiplier.

Les principaux fils utilisés actuellement sont ceux en acier inoxydable, en alliage à base de nickel-titane et en alliage de titane-molybdène.

Nous allons, dans cette section, faire un rappel sur les propriétés générales des fils à travers la description de la courbe classique de contrainte/déformation, puis nous passerons en revue les différentes familles de fils avant de nous attarder plus longuement sur les propriétés spécifiques des fils en nickel-nitane.

Les notions de physique des matériaux que nous décrivons ci-dessous sont relativement anciennes mais essentielles pour une bonne compréhension des propriétés mécaniques des fils. Cette section a été puisée et modifiée du recueil de biomécanique de Remise (2007). Cependant tout ce qui suit (fluor, corrosion etc....) est inédit.

2.2.1 La courbe contrainte/déformation

Bien des propriétés des fils peuvent être mesurées et représentées graphiquement sur ce que nous appelons la courbe contrainte/déformation (load/deflection curve). La courbe contrainte/déformation représente graphiquement la relation entre la charge et la flexion du fil analysé.

Ces courbes contrainte/déformation peuvent être établies en utilisant divers tests. Ces méthodes d'étude comprennent: les tests en tension, les tests de pliage en

porte-à-faux (*cantilever bending*) et le test de pliage en trois points (*three point bending test*). C'est ce dernier test qui sera utilisé dans le cadre de notre expérimentation. Chaque test peut produire des informations légèrement différentes.

2.2.1.1 La limite élastique (elastic limit) / déformation permanente (permanent set)

Lorsqu'une force est appliquée à un fil orthodontique, ce dernier se déforme de manière réversible. La limite élastique représente la contrainte maximale qui peut être appliquée à un fil sans produire de déformation permanente.

Autrement dit, si la force augmente, la déformation augmente, et ce jusqu'au moment où la force appliquée sur le fil cause des changements métallurgiques structuraux internes. Avant ce niveau particulier de stress, le fil retourne à sa forme originale dès qu'on enlève la force. Le fil agit donc de façon élastique jusqu'à l'apparition de ces changements structuraux internes. On appelle ce point limite de retour à la forme originale **la limite élastique** (elastic limit) du matériau. Dès la limite élastique dépassée, le fil subit une **déformation permanente** qui ne lui permet plus de retourner à sa forme originale (permanent set).

Sur une courbe contrainte/déformation, la force sera proportionnelle à la déformation jusqu'à la limite élastique. Après avoir atteint la limite élastique, la courbe ne sera plus proportionnelle ou linéaire. De ce fait, la limite élastique est aussi parfois appelée "limite proportionnelle".

Au delà de la limite élastique survient la déformation permanente. La limite conventionnelle d'élasticité ou "**yield strength**" (YS) est la charge (ou contrainte) à laquelle correspond une très légère déformation permanente. C'est une valeur arbitraire choisie sur la courbe contrainte-déformation où l'augmentation de déformation est plus grande que la proportionnalité (0,1% ou 0,2 % de déformation élastique sur la courbe). Cette valeur est plus facile à déterminer que la limite d'élasticité (O'Brien et Ryge, 1982).

Pour un fil donné, le montant de déformation (en mm) jusqu'à la limite élastique définit la zone élastique (parfois appelée intervalle ou zone de travail, working range, domaine d'activation). Donc, si nous voulons défléchir un fil orthodontique pour l'incorporer dans la lumière d'un boîtier sans qu'il ne se déforme, nous devons rester en deçà de sa limite élastique. Il nous faut donc choisir un fil avec de bonnes propriétés élastiques.

2.2.1.2 Zone élastique (elastic range, working range):

La zone élastique représente la capacité du fil de subir une déflexion sans prendre une déformation permanente. C'est, en d'autres termes, le montant de déflexion du fil jusqu'à sa limite élastique.

Nous comprenons alors qu'un fil avec une large zone élastique peut être souhaitable lors des mouvements initiaux d'alignement des dents alors que des déflexions plus importantes des fils sont souvent nécessaires. Le domaine d'activation est donc évalué en fonction de la sévérité de l'encombrement et du degré de flexion nécessaire.

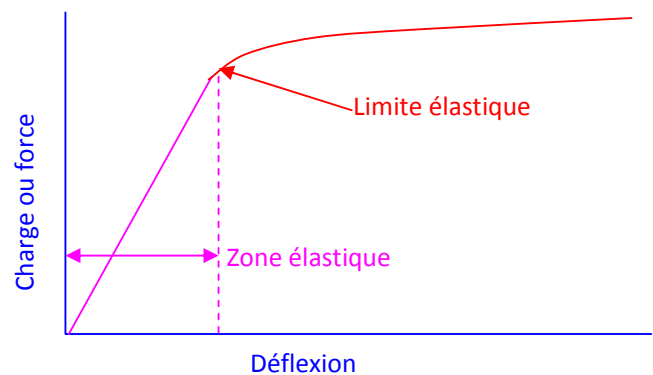


Figure 2 : courbe contrainte /déformation pour un métal conventionnel.

2.2.1.3 Module d'élasticité et le taux charge/déflexion

La pente de la courbe contrainte/déformation d'un fil, jusqu'à sa limite élastique (ou ratio stress/strain), définit son module d'élasticité (E); c'est, autrement dit, l'expression de la rigidité de l'alliage dont il se compose. Cette valeur (E) est une constante pour un alliage donné.

Le module d'élasticité est en relation directe avec le taux charge/déflexion (load/deflection rate ou LDR) qui est, donc, une autre façon d'évaluer la rigidité des fils orthodontiques. Ce taux charge/déflexion ressemble au module d'élasticité puisqu'il évalue la pente de la courbe charge/déflexion; il varie cependant en fonction d'autres facteurs comme la longueur du fil (ajout de boucles) et les dimensions de la coupe transversale du fil. La composition du fil n'est donc qu'un des trois facteurs faisant varier le "LDR", contrairement au module d'élasticité d'un alliage qui est une mesure intrinsèque de la rigidité du matériau indépendante de la dimension du fil.

Cependant, soit en changeant la composition d'un alliage, soit en lui faisant subir un traitement thermique, soit en le faisant passer par une transformation de phase (ex.: martensitique à austénitique), on peut varier le module d'élasticité (rigidité du fil). Le module d'élasticité change puisque la composition même du matériau du fil change.

Une pente abrupte décrit un fil relativement rigide avec module d'élasticité élevé. Nous disons que ce fil a un taux charge/déflexion élevé (force importante, déflexion faible): ce serait un bon fil pour stabiliser les dents entre elles.

En contrepartie, un fil à taux charge/déflexion bas (low load/deflection rate) aura une pente de sa courbe contrainte/déflexion peu prononcée, un module d'élasticité

bas et une capacité de déflexion sur une bonne distance avec une force relativement faible: ce serait un bon fil pour l'alignement préliminaire des dents.

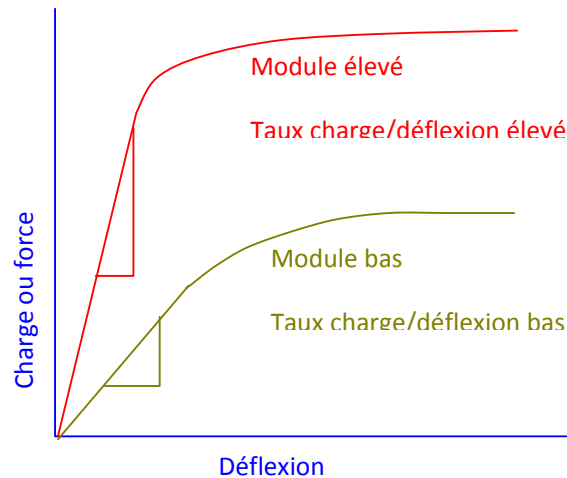


Figure 3 : Comparaison de deux courbes contrainte/déformation avec des modules d'élasticité différents.

Nous voulons, comme discuté ci-dessus, obtenir les forces les plus constantes et les plus faibles possibles afin d'optimiser les mouvements dentaires tout en minimisant les effets secondaires. Le taux charge/déflexion nous guide face au choix des fils possédant ces propriétés.

2.2.2 Types de fils disponibles

2.2.2.1 Acier inoxydable

En 1929, l'acier inoxydable a été introduit en orthodontie sous sa forme austénitique pour remplacer les alliages à base d'or car il présentait l'avantage d'être plus rigide.

Ces alliages présentent classiquement une structure cubique face centrée ou CFC (voir figure 4a-C) et contiennent 18% de chrome, 8% de nickel et 73,8% de fer ainsi que moins de 0,2% de carbone. On parle ainsi d'alliage dit 18/8 quand on se réfère à l'acier inoxydable austénitique.

Le chrome permet de passiver l'alliage et le rend résistant à la corrosion tandis que le nickel stabilise l'alliage dans sa forme austénitique également plus résistante à la corrosion.

Quand on observe la courbe contrainte/déformation (figure 4b) de l'acier inoxydable on remarque :

- Un module d'élasticité élevé, caractéristique d'un alliage rigide,
- une zone élastique limitée qui en fait un métal peu résilient.
- Pour de faibles déflexions, l'acier inoxydable produira donc de grandes forces sur une courte période de temps, le contraire direct de ce que l'on recherche en début de traitement. Pour des déflexions plus grandes, l'acier inoxydable subira une déformation plastique. De plus, les fils en acier inoxydable présentent une faible résistance à la déformation permanente.

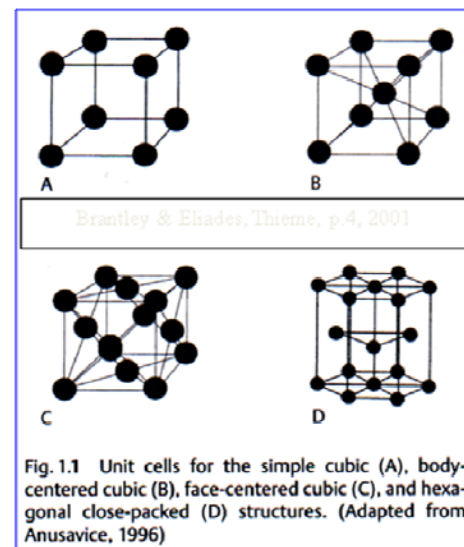


Figure 4a : Structures cristallines des métaux (Eliades, 2001)

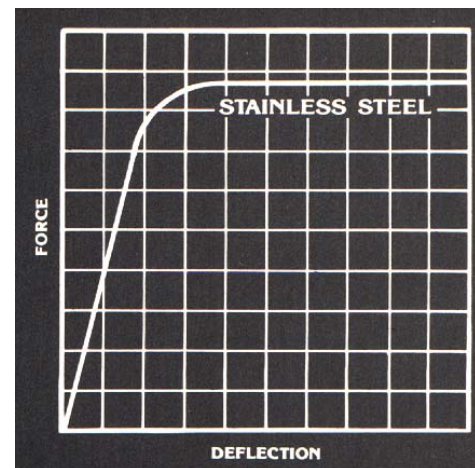


Figure 4b : Courbe contrainte/déformation de l'acier inoxydable (Ormco, 1991)

Il s'agit donc d'un fil particulièrement utile dans les derniers stades de traitement et plutôt contre-indiqué dans les stades initiaux (Nikolai, 1997).

Pour diminuer la rigidité et le taux charge/déflexion élevé de l'acier inoxydable et, par là-même son niveau de force, on peut soit utiliser des fils plus petits (ce qui a pour désavantage de moins bien remplir la lumière des boîtiers et de réduire le contrôle) ou incorporer des boucles pour diminuer le LDR, ce qui augmente le temps de travail à la chaise et augmente l'inconfort du patient (Smith, 1980).

2.2.2.2 Acier inoxydable multibrins

Pour réduire la rigidité de l'acier inoxydable, un autre type de fil a été développé dans les années 1970, l'acier inoxydable multibrins.

Il s'agit de fils 11 fois plus flexibles que les aciers inoxydables contemporains (Nikolai, 1997). Les fils ronds sont torsadés ou coaxiaux alors que les fils rectangulaires sont torsadés ou tressés.

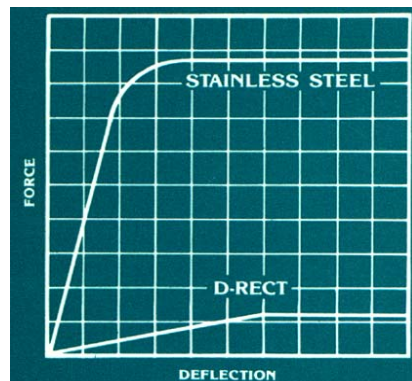


Figure 5 : Courbe contrainte/déformation d'un fil en acier multibrins, le D-Rect (Ormco, 1991)

A cause de leur faible module d'élasticité (figure 5), ils sont essentiellement utilisés lors de la phase initiale d'alignement, on notera par contre que leur surface

rugueuse les rend inefficaces lors de mouvements de glissements en accentuant les forces de frottement entre le fil et les boîtiers (Château, 1993). On les utilise encore de nos jours car ils sont relativement peu coûteux (Mitchell, 1996).

2.2.2.3 Les alliages en nickel-titane

Les premiers alliages en nickel-titane ont été introduits sur le marché en 1971 et ont connu plusieurs évolutions qui ont permis d'améliorer leurs propriétés. Les alliages en nickel-titane possèdent généralement deux propriétés particulières: **la mémoire de forme et la superélasticité**.

Comme pour beaucoup d'autres métaux, le nickel-titane peut exister sous plusieurs formes en fonction de la température (figure 4a); la forme **martensitique** (arrangement cristallin hexagonal compact, donnant un fil flexible et formable) existant à basse température alors que la forme **austénitique** (arrangement cubique face centrée, donnant un fil plus rigide) existe à plus haute température. Pour la plupart des métaux le changement entre ces phases se fait à des températures qui avoisinent les centaines de degrés alors que pour les alliages en nickel-titane, la transition se fait avec un différentiel beaucoup plus petit, entre 15 et 20 degrés Celsius. Le fait que l'intervalle de température de transition (TTR) soit si petit explique la propriété de mémoire de forme des alliages nickel-titane.

La superélasticité

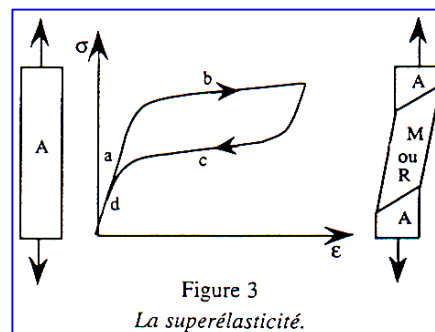


Figure 6 : La superélasticité (d'après Jordan et al., 1997)

Cette courbe (figure 6) démontre que sous l'application d'une contrainte à **température constante** le fil en nickel-titane ne subit aucune déformation plastique.

Lors de l'application de la contrainte on a une déformation élastique de l'alliage en phase austénitique (a) puis, avant que n'ait lieu une déformation plastique, l'alliage subit une transition de sa structure cristalline en phase martensitique plus flexible (b) ; une fois la contrainte levée, puisque la phase martensitique n'est pas stable à cette température, la transformation austénitique démarre (c); lors de ce changement de phase caractérisée par un plateau sur la courbe, le fil génère des forces faibles et constantes en désactivation. Finalement la déformation élastique de l'austénite en (d) produit un retour à la forme initiale.

La thermoélasticité

A basse température, le fil orthodontique en NiTi est en phase martensitique, donc souple et malléable. Lorsque la température monte au-delà de la TTR, le retour en phase cristalline austénitique se produit et le fil cherche à reprendre sa forme rigide initiale.

La mémoire de forme

La mémoire de forme est une combinaison de la superélasticité et de la thermoélasticité (Kusy,1997). Ce qu'on souhaite en orthodontie c'est que le fil soit capable de se « souvenir » de sa forme initiale après qu'on l'ait déformé lors de son insertion dans les boîtiers. On souhaite donc avoir initialement un alliage austénitique à la température ambiante (température de mise sous contrainte du fil) et qui présente une température de début de transformation de type martensitique proche de la température ambiante pour que les contraintes imposées lors de l'activation du fil dans les boîtiers provoquent la transformation de type martensitique (premier plateau de la superélasticité).

Puis, à cause du changement de température entre la pièce (environ 22°C) et la température intra-orale (environ 35,5°C) qui est proche de la température de fin de

transformation austénitique, le fil redevient rigide et tend alors à reprendre sa forme initiale.

Pour chaque alliage on peut définir des températures de début et de finalisation de ces transformations (figure 7) : A_s (austenitic start), A_f (austenitic finish), M_s (martensitic start) et M_f (martensitic finish) qui sont les bornes de température de la transformation austénitique et martensitique. Ces valeurs sont différentes selon la composition et le procédé de fabrication de l'alliage.

Jordan et al., en 1997, définissent le TTR de la façon suivante : à une température T sous M_f , l'alliage est totalement martensitique et à une température T au-dessus d' A_f , l'alliage est totalement austénitique. On peut donc dire que les transformations se font entre M_f et A_f selon un intervalle de température de transition (TTR) spécifique à chaque alliage.

On notera néanmoins que classiquement le TTR est décrit comme étant l'écart de température entre A_s et A_f (Brantley et Eliades, 2001).

La coexistence des phases austénitiques et martensitiques à l'intérieur du TTR est accompagnée par une amélioration des propriétés mécaniques du fil qui délivre alors une force de désactivation à la fois basse et presque constante, essentiellement indépendante de l'intensité de la contrainte appliquée .

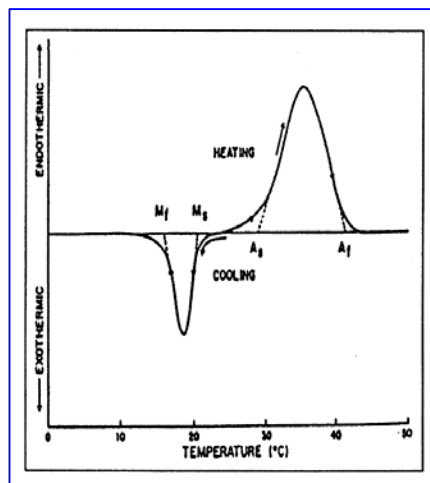


Figure 7 : Les intervalles de température pour la transformation martensitique (M_s - M_f) et pour la transformation austénitique (A_s - A_f). D'après Brantley et Eliades, 2001.

2.2.2.3.1 Le Nitinol

Développé initialement pour le programme spatial américain par Buehler, le Nitinol (Nickel Titanium Naval Ordnance Laboratory) a été adapté pour des applications orthodontiques par Andreasen et Hillman en 1971 et commercialisé par la compagnie (3M/Unitek). Il a été rapidement adopté par les orthodontistes à cause de son exceptionnelle mémoire élastique (figure 8).

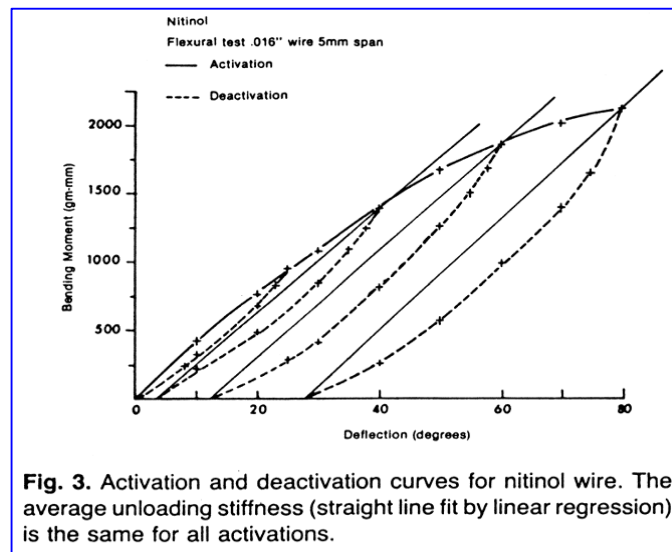


Figure 8 : *Courbes d'activation et de désactivation du Nitinol (Burstone et al., 1985).*

L'alliage original contenait 55% de nickel et 45% de titane (Lopez et al., 1979), il est utilisé sous une forme martensitique stabilisée et ne subit pas de transition vers la phase austénitique.

Burstone, en 1985, a bien démontré que la popularité de ce fil était principalement due à ses propriétés mécaniques et non thermiques. Le module d'élasticité du Nitinol est en effet quatre fois inférieur à celui de l'acier inoxydable et deux fois inférieur à celui du bêta-titane et il possède une bonne mémoire élastique. Ces propriétés ont permis aux orthodontistes d'appliquer des forces légères sur un temps plus long avec un minimum de déformation permanente (Flageul, 1988). Ceci résulte en une diminution du traumatisme tissulaire et de l'inconfort du patient (Harris, 1988).

Miura et al., en 1986, ont par contre montré que le Nitinol ne possède pas de mémoire de forme à cause de son procédé de fabrication par écrouissage. On remarque en effet l'absence des plateaux typiques de la superélasticité sur la courbe contrainte/déformation du Nitinol.

2.2.2.3.2 Le nickel-titane chinois (nickel-titane de deuxième génération)

Ce fil a été développé par la Dre H.T. Cheng de l'institut de recherches sur les matériaux non ferreux de Beijing. Sa composition et son procédé de fabrication ont été gardés secrets par la compagnie mais on sait qu'il diffère significativement du Nitinol par son faible écrouissage, sa phase mère (austénitique au lieu de martensitique) et son TTR qui est plus bas que celui du Nitinol, ce qui lui confère les propriétés de superélasticité et une excellente mémoire élastique. Sa courbe de désactivation (figure 9), non linéaire, montre que lors de sa désactivation le NiTi chinois produit une force faible et plutôt constante.

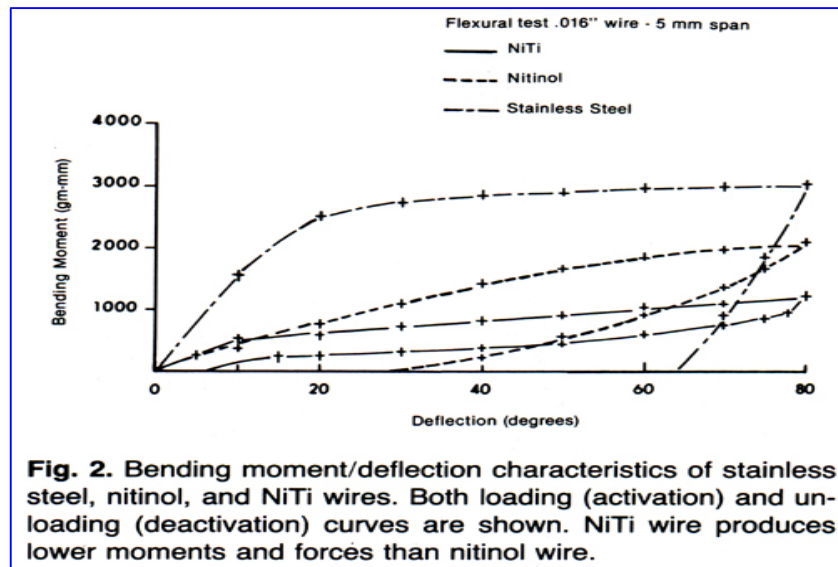


Figure 9 : Comparaison des courbes contrainte /déformation des fils en acier inoxydable, Nitinol et nickel-titane chinois de diamètre 0,016 '' (Burstone et al., 1985).

Le NiTi Chinois peut être fléchi 1,6 fois plus que le Nitinol et 4,4 fois plus que l'acier inoxydable lors d'un test en porte à faux et ce, sans souffrir une déformation permanente.

Lors de fortes activations, la rigidité du fil NiTi chinois représente 7 % de celle de l'acier inoxydable et lors de faibles activations, 28 %. La rigidité varie donc en fonction de la quantité d'activation, contrairement aux alliages antécédents à courbes linéaires. Pour une activation importante similaire, sa rigidité est de 36 % de celle du Nitinol. Il est donc utilisé pour ses propriétés superélastiques, sa faible rigidité et sa grande élasticité.

2.2.2.3.3 Le nickel-titane japonais (nickel-titane de troisième génération)

Miura et al. en 1986, ont été les premiers à développer et à décrire les propriétés d'un fil NiTi qui présentait véritablement l'effet de mémoire de forme. Ce fil a été développé au Japon avec une équipe de métallurgistes de la compagnie Furukawa Electric Corporation et a été nommé nickel-titane Japonais.

Cet alliage, composé de 50,4% de nickel et 49,6% de titane, possède toutes les propriétés précédemment décrites et recherchées en orthodontie : la superélasticité, la thermoélasticité et donc également la mémoire de forme sans oublier une grande flexibilité et une bonne mémoire élastique (Ollu,1992).

Les niveaux de forces développés en phase de désactivation (figure 10) pour une déflexion de 1,5 mm varient selon les générations: première = 1200g, deuxième = 700g, troisième = 250g. La courbe contrainte/déformation du Ni-Ti japonais est encore plus typique de la superélasticité: en désactivation, le fil délivre une force faible à partir de 1,8mm de déflexion et une force constante entre 1,8 mm et 0,2mm de désactivation. La courbe redevient ensuite linéaire en fin de désactivation. Aucune déformation résiduelle n'est visible.

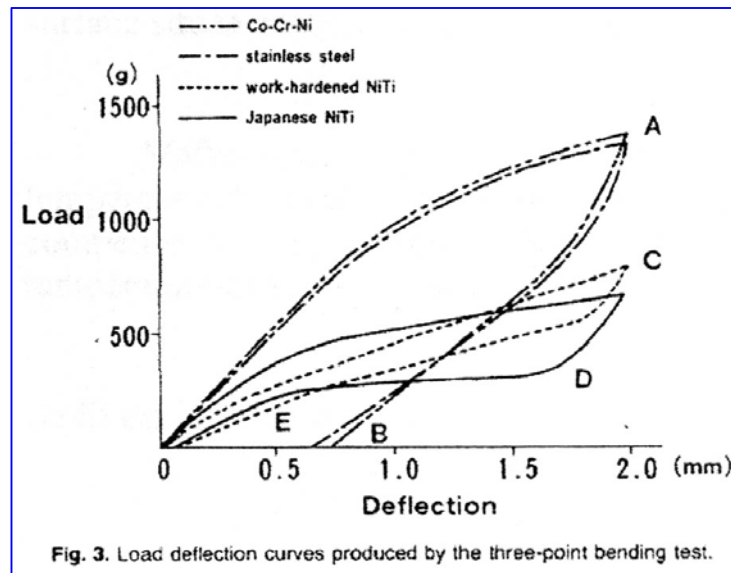


Figure 10 : Courbe contrainte/déformation obtenue lors d'un test de flexion en trois points pour le Cr-Co, l'acier inoxydable, le Nitinol et le nickel-titane japonais (Miura et al., 1986)

Le fait que la force lors de l'activation et la force lors de la désactivation ne soient pas identiques nous donne un tracé en forme de boucle, caractéristique des fils Ni-Ti actuels, appelé boucle d'hystérèse (*hysteresis loop* selon Mullins et al., 1996). Miura a également réussi le tour de force de développer un fil capable de générer différents niveaux de forces, indépendamment de son diamètre. Ainsi, depuis la commercialisation du Ni-Ti japonais en 1989 par la compagnie G.A.C. sous le nom de Neo Sentalloy (rectangulaire) et Sentalloy (rond), un fil est disponible en trois niveaux de forces pour un même diamètre.

Pour fabriquer un tel fil, Miura, en 1988, propose de faire subir un traitement thermique à une température de 500 degrés Celsius pour une durée allant de 5 minutes à 2 heures.

Par exemple, pour une même section de 0,016"x0,022" un fil Neo Sentalloy Light développe une force de 80g/cm, un Medium une force de 160 g/cm et un Heavy une force de 240 g/cm. Ce fil a un TTR entre 25° et 30°C (Ollu, 1992).

Il se rendit même encore plus loin en développant des fils à mémoire de forme capables de délivrer des forces différentes selon les zones du fil (Jordan ,1997).

Lors du procédé de fabrication la partie antérieure du fil subit un traitement thermique pendant 60 minutes, la région prémolaire pendant 15 minutes et la partie postérieure n'en subit pas. Les forces appliquées sur les dents antérieures, sur les canines-prémolaires et sur les molaires varient selon leur surface radiculaire, de plus faibles, 80g en région antérieure, à plus fortes en région postérieure, 280g. Ce fil est commercialisé par la compagnie GAC sous le nom de Bioforce.

2.2.2.3.4 Le Copper NiTi (CuNiTi)

Introduit par la compagnie Ormco au début des années 1990, il a été conçu pour améliorer la précision du TTR. Comme nous l'avons vu précédemment le TTR (d'As à Af) est fortement dépendant de la composition et du procédé de fabrication des fils NiTi. L'un des problèmes des NiTi japonais est justement un TTR plus ou moins précis, aux environs de 30°C, avec un écart de +/- 10°C.

L'ajout de cuivre (5 %) au nickel (45,8 %), au titane (49,0%) et au chrome (0,2%) améliore la caractéristique de thermosensibilité et permet l'obtention d'un TTR précis dont l'écart n'est que de +/- 2°C, ce qui permet de mieux contrôler la transformation structurale martensitique.

La compagnie Ormco produit actuellement trois types de fils ayant des TTR différents :

- CuNiTi 27°C : Ce fil devient austénitique dès son insertion en bouche. Il génère par contre des forces relativement élevées donc on le réservera aux patients ayant un parodonte sain et tolérants à la douleur.
- CuNiTi 35 °C : Il s'agit du fil CuNiTi le plus populaire. Le TTR est très proche de la température intra-orale. Cet alliage a donc un domaine d'activation élevé à la température de la pièce. Une fois que ce fil est exposé à la température intra-orale la phase martensitique induite par son activation sera graduellement convertie en austénite avec un retour à la forme d'arcade initiale.

On l'utilise chez les patients dont la santé parodontale est normale ou légèrement compromise. Il est particulièrement intéressant car on peut dire au patient de rincer avec de l'eau froide pour diminuer la force si le patient ressent trop de douleur ou de rincer avec de l'eau chaude pour augmenter la force si le patient sent le besoin de « réactiver » son fil (Jordan et al., 1997).

- CuNiTi 40°C : Rarement utilisé. Le TTR est légèrement supérieur à la température intra-orale ; Il est donc presque entièrement martensitique durant les applications cliniques. Il ne devient austénitique que lorsque le patient consomme des aliments ou liquides chauds, il ne délivre donc que des forces faibles intermittentes. Il est réservé aux patients avec des problèmes parodontaux et une tolérance faible à la douleur. Santoro en 2001 rapporte que le CuNiTi 40°C ne permet pas l'alignement dentaire complet à cause de sa faible rigidité et qu'il faut avoir recours à un deuxième fil de plus gros diamètre et de plus grande rigidité pour finaliser l'alignement.

En conclusion, on peut dire que les fils en alliages nickel-titane sont excellents pour les phases initiales d'alignement et de nivellement car ils peuvent transmettre des forces quasi-constantes pour d'importantes activations et cela sans jamais acquérir de déformation permanente.

Par contre dans certaines situations cliniques, ils seront impossibles à utiliser à cause de leur pauvre malléabilité et de leur manque de soudabilité. Ces inconvénients ont été contournés assez tôt par l'introduction d'un autre alliage, le bêta-titane.

2.2.2.4 Le bêta-titane ou TMA

Le bêta-titane fut introduit en orthodontie par Burstone dans les années 1980 et a été commercialisé par la compagnie Ormco sous le nom de **TMA** (Titanium-Molybdenum Alloy).

Le but avoué du développement de cet alliage était de remplacer l'acier inoxydable par un matériau qui produirait des forces légères et continues.

Il a initialement été présenté à la profession comme un fil qui pouvait pallier les désavantages de fil nickel-titane de première génération.

Le TMA est composé de 80% de titane, 11,5% de molybdène, 6% de zircone et 4,5% d'étain.

Burstone et Goldberg (1980) ont montré que le TMA est caractérisé par une résilience élevée (il a une plus grande plage de déformation élastique), un taux force/déflexion et une rigidité inférieurs à ceux de l'acier inoxydable (pour la production de forces plus légères), ainsi qu'une formabilité élevée (mise en place de boucles...).

Sur la courbe de contrainte/déformation (figure 11), on remarque une résilience deux fois plus élevée que celle de l'acier inoxydable et un module d'élasticité bas, donnant environ deux fois plus de flexibilité (sa rigidité représente 42% de celle de l'acier inoxydable). Ces propriétés lui procurent un rang intermédiaire entre l'acier inoxydable et le nickel-titane.

Il est de plus possible d'unir deux fils de TMA par soudage autogène (Gurgel, 2001). Cet alliage offre aussi le grand avantage de ne contenir aucun nickel, principal élément allergène des fils en acier inoxydable et en nickel-titane. Il est donc hautement biocompatible.

Les inconvénients principaux du TMA sont : a) sa fragilité si on réalise des plis francs et b) une surface relativement rugueuse (friction accrue entre les boîtiers et le fil lors de mouvements de glissement). Un autre inconvénient du TMA est qu'il se déforme plus facilement en bouche lors de la mastication.

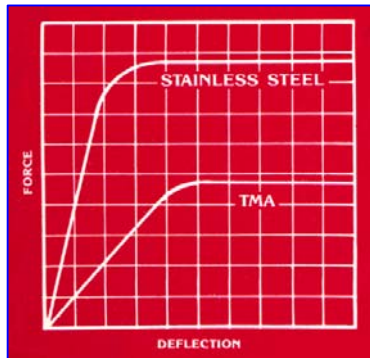


Figure 11 : Comparaison des Courbes contrainte/déformation d'un fil en acier inoxydable et d'un fil en TMA (Ormco, 1991).

2.3 Propriétés des fils et phases de traitement

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

Généralement, on divise en 3 phases un traitement orthodontique et ces phases diffèrent par leurs objectifs.

La première phase de traitement est une phase de correction des rotations dentaires et de nivellement. On cherche lors de cette phase à pouvoir introduire le fil dans tous les boîtiers même en présence de sévères malpositions. Pour cela on cherchera à utiliser un fil qui possède : une résilience élevée, une zone élastique large, un module d'élasticité bas, une limite élastique élevée et une forte mémoire élastique.

On pourra donc utiliser lors de cette phase des fils en NiTi ou en CuNiTi, ou plus rarement des fils en acier inoxydable torsadés.

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

On pourra donc utiliser lors de cette phase des fils en acier inoxydable et en TMA.

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

- Utilisation de fils très rigides pour maintenir les résultats obtenus et permettre l'utilisation de mécaniques inter-arcades. On aura recours à des fils de modules d'élasticité élevés, soudables, possédant une bonne formabilité et une grande résistance à la fracture. L'acier inoxydable et le TMA sont utilisables.
- La deuxième étape peut être nécessaire si tous nos objectifs ont été atteints sauf une intercuspidation parfaite. On pourra alors avoir recours à des fils plus flexibles qui permettent un certain jeu pour arriver à une intercuspidation qui réponde à nos objectifs cliniques. On pourra, dans ce cas, avoir recours à des fils en acier inoxydable tressés de gros diamètre (pour remplir la lumière des boîtiers et conserver un contrôle en 3^e ordre) ou à un fil en NiTi au maxillaire qui autorise une légère extrusion pour "asseoir" l'occlusion comme il se doit.

<i>Phase de traitement</i>	<i>Fils utilisés</i>
1- Phase d'alignement et de nivellement	NiTi / Acier inoxydable multibrin
2- Phase intermédiaire: Fermeture des espaces	Acier inoxydable / TMA / NiTi
3- Phase de finition	Acier inoxydable / TMA / NiTi

Tableau III: Fils utilisés en fonction de la phase du traitement orthodontique
(d'après Remise, 2007).

2.4. Le Fluor en orthodontie

Les orthodontistes ont toujours été intransigeants par rapport au fait que durant un traitement orthodontique l'hygiène orale des patients doit être impeccable. Cela est crucial pour prévenir l'apparition de problèmes parodontaux et surtout de problèmes carieux.

La carie dentaire est une maladie bactérienne dont l'expression est notamment dépendante de la diète du patient. Il s'agit d'un processus actif biphasique (démminéralisation /reminéralisation) avec un seuil d'expression (pH critique) à point de départ externe (émail) et évoluant par étapes en fonction du temps (Lasfargues, 2004). Ce processus peut progresser lentement vers l'irréversibilité des lésions, rester stable ou régresser en fonction des interventions prophylactiques.

Les lésions cliniquement décelables peuvent être inversées en modifiant le comportement des patients (conseils d'hygiène et nutritionnels) et en pratiquant des interventions de prophylaxie (fluoration, scellants, agents antimicrobiens).

Puisqu'il est prouvé qu'une lésion de l'émail peut se reminéraliser, éliminer de la structure saine lorsqu'une lésion est à un stade potentiellement réversible est plus que discutable.

Le risque carieux doit être évalué pour chaque patient; on examinera en particulier l'anatomie des sillons (profonds ou non), la présence de taches blanches sur les surfaces lisses des dents, le nombre de caries actives en bouche, l'évolution radiologique de la carie de l'émail (pénétration dentinaire ou image stationnaire), l'hygiène orale, l'alimentation cariogène avec une ingestion fréquente de sucres, le débit et le pouvoir tampon de la salive ainsi qu'un prélèvement de plaque pour analyser la flore bactérienne.

La carie initiale de l'émail se traduit cliniquement par ce qu'on appelle en anglais *White Spot Lesion (WSL) demineralisation*, c'est-à-dire une tache blanche et crayeuse sur l'émail qui est le signe d'une carie débutante.

L'apparition de ces taches est un réel problème en orthodontie. Gorelick et al., en 1982, ont montré à travers une étude longitudinale que 50% des patients bagués présentaient une lésion de type *White spot* alors que cette dernière n'était présente que chez 25% de leur population contrôle.

Ogaard, en 1989, a quant à lui montré que même 5 ans après la fin du traitement orthodontique les patients qui avaient subi ce genre de thérapeutique présentaient une plus grande incidence de WSL que les patients non traités.

Le contrôle du processus infectieux cariogène est surtout basé sur l'utilisation des fluorures et de la chlorexidine à 0,12% (Lasfargues, 2004).

Il existe plusieurs moyens d'utiliser le fluor lors d'un traitement orthodontique :

- Le fluor topique (rinçage-bouches, vernis fluorés, dentifrices fluorés)
- L'utilisation de matériaux qui libèrent du fluor (matériaux de collage des boîtiers ou des bagues, élastiques)

Une revue récente par Marinho et al., en 2004, a montré une réduction significative de l'incidence de caries chez des enfants et des adolescents qui utilisent un rinçage-bouche fluoré.

Benson et al., en 2005, concluent, suite à une revue systématique de la littérature, que l'utilisation quotidienne d'un rinçage-bouche au fluorure de sodium, ainsi que l'utilisation pour le collage des bagues ou des boîtiers d'un ciment au verre-ionomère sont des mesures qui permettent une réduction importante de l'incidence et de la sévérité des lésions de type *White spot*.

On notera cependant que la coopération du patient est encore, comme souvent en orthodontie, un facteur limitatif. Ainsi Geiger et al., en 1992, ont montré que seuls 42% des patients suivaient adéquatement les recommandations de rinçage.

Benson et al., concluent leur revue en émettant des recommandations pour la pratique clinique: il est bon de recommander à nos patients de se rincer la bouche quotidiennement avec un bain de bouche à 0,05% de fluorure de sodium, et il

semble préférable de coller les boîtiers avec un ciment au verre-ionomère plutôt qu'avec une colle de type composite.

Depuis le début des années 2000, la question de l'effet du fluor non plus sur les dents mais sur les fils orthodontiques est apparue. Cette question est à la base de ce projet de recherche.

Plusieurs études (Boere, 1995; Schiff, 2002; Watanabe, 2003; Xiaoji, 2007) rapportent en effet que le fluor diminue la résistance à la corrosion des alliages en nickel-titane et cela pourrait avoir comme corollaire une diminution des propriétés mécaniques des fils (Walker, 2005).

2.5. La corrosion galvanique

La corrosion des matériaux orthodontiques dans la cavité buccale a toujours été une question d'intérêt pour les cliniciens. Cette question a un double volet :

- Les produits dérivés du phénomène de corrosion sont-ils cytotoxiques ?
- Est-ce que la corrosion amoindrit les propriétés mécaniques des appareils orthodontiques ?

La corrosion représente soit une perte d'ions métalliques dans une solution, soit une dissolution progressive d'une surface protectrice (couche d'oxydes en général).

Essentiellement, la corrosion est un phénomène d'oxydoréduction. Si on met en relation deux métaux différents au sein d'une solution électrolytique, il va se créer un effet de pile. Le métal le plus noble (cathodique) va devenir électronégatif tandis que le métal le moins noble (anodique) va se dissoudre. Ce phénomène peut également avoir lieu au sein d'un alliage trempé dans une solution électrolytique comme la salive. Pour déterminer la noblesse relative de différents métaux on se réfère à une table appelée la table des séries galvaniques (figure 12).

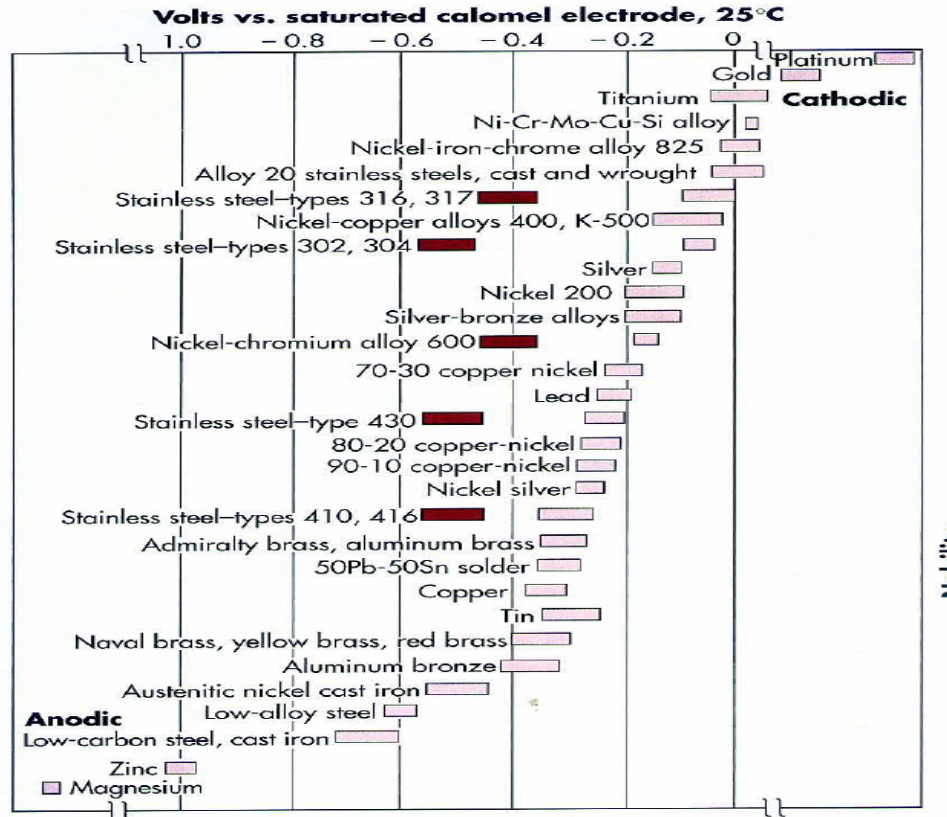


Figure 12 : La table des séries galvaniques (Graber, 2005).

Le titane est plus noble que le nickel, ce qui explique la propension d'un alliage en NiTi à devenir plus riche en titane et plus pauvre en nickel suite au phénomène de corrosion galvanique.

2.5.1 Libération de nickel et cytotoxicité

La libération de nickel est-elle problématique et dangereuse pour la santé de nos patients?

Widu et al., en 1999 rappellent que le nickel a un potentiel carcinogène, mutagène, cytotoxique en plus d'être un allergène reconnu. De nombreux manufacturiers ont ainsi réduit de façon substantielle la quantité de nickel au sein des pièces gardées longtemps en bouche (boîtiers, vis d'expansion et fils).

Tomakidi et al., en 2000, ont pourtant montré que le nickel libéré par des matériaux orthodontiques induisait seulement une faible réaction cytotoxique et ne produisait pas de dommages au niveau de l'ADN de kératynocytes humains.

Il semble de plus que la quantité de nickel libérée par des appareils orthodontiques ne dépasse pas 4,2 microgrammes par jour alors que l'apport alimentaire en nickel se situe entre 100 et 600 microgrammes (Barrett 1993, House 2008). Papanastasoulis en 2000, a montré que le taux maximal de libération du nickel dans la salive est atteint dans les premières 24 heures qui suivent la mise en bouche d'un fil en NiTi et que par la suite la libération du nickel diminue de manière constante. Il proposait même aux fabricants de faire tremper les fils en NiTi pendant 24 heures dans de la salive artificielle avant de les conditionner à la vente afin d'améliorer la biocompatibilité de ceux-ci de façon importante.

Par contre le risque allergique semble, quant à lui, réel même si son incidence est très faible. L'allergie au nickel telle que manifestée par une réponse positive à un test cutané (*patch test*) en dermatologie est très répandue ; des études montrent que 10 à 30% des femmes et que 1 à 3% des hommes dans la population générale seraient allergiques au nickel (Smith-Silverstein, 1999). Les hommes seraient moins exposés car ils portent moins de bijoux. Le tableau clinique est caractérisé par des zones eczémateuses, prurigineuses au niveau de la peau qui est en contact avec l'allergène.

Si on considère la grande prévalence de l'allergie au nickel rapportée par Smith-Silverstein, en particulier chez les filles, on devrait s'attendre à voir de nombreuses réactions allergiques chez nos patientes qui subissent un traitement orthodontique. Or un sondage récent réalisé en Europe en 2004 indique un taux extrêmement faible, de l'ordre de 0,4% (Schuster, 2004). Cela est dû au fait que pour provoquer une réaction allergique au niveau de la muqueuse buccale la concentration en Ni doit être beaucoup plus importante qu'au niveau cutané (Dunlap, 1989).

On estime que l'hypersensibilité au nickel en orthodontie est une réaction assez rare touchant moins de 1% de nos patients et que dans 85% des cas avérés elle

serait due à une réaction non pas de la muqueuse intra-orale, mais bien plutôt à une réaction cutanée générée par le port de la force extra-orale (Greig, 1983).

Il s'agit d'une hypersensibilité de type IV dite à médiation cellulaire et retardée. C'est une réaction qui se fait en 2 phases ; une phase asymptotique qui est la *phase de sensibilisation* quand le nickel pénètre l'organisme pour la première fois et que les cellules développent une prédisposition à engendrer par la suite une réaction allergique et une *phase de réaction* où l'allergie va se manifester cliniquement dans les jours suivant la nouvelle exposition au nickel (Hostynek, 2006).

Elle peut se manifester par de l'hyperplasie gingivale, de la desquamation des cellules de la muqueuse jugale et labiale, une chéilite angulaire, une sensation de brûlure de la muqueuse buccale, de perte de goût ou une impression de goût métallique en bouche. Il s'agit d'un diagnostic difficile parce qu'on peut confondre ces lésions avec des lésions d'origines mécaniques ou dues plus simplement à un manque d'hygiène orale.

Si l'allergie est avérée, on remplacera le fil en nickel-titane par un fil en acier inoxydable (car il est plus pauvre en nickel que le NiTi et il a été prouvé qu'il libère moins d'ions nickel dû au fait que le nickel est coincé au sein de la matrice cristalline de l'acier inoxydable). On pourra également utiliser des fils en TMA qui ne contiennent pas de nickel, bien que ce genre de fil soit bien plus dispendieux que le fil en acier inoxydable.

Si malgré ces changements le patient présente encore des signes de réaction allergique, on l'enverra chez son médecin pour une prise en charge à l'aide d'antihistaminiques ou de corticostéroïdes topiques (Dou, 2003). On retirera les boîtiers et les fils en acier inoxydable. On utilisera alors des boîtiers en céramique, en polycarbonate, en titane ou en or. Les fils devront être en TMA, en fibre de composite renforcée, en titane ou encore des fils plaqués d'or (Noble, 2008).

Une alternative lors de traitements peu complexes, ou des mouvements simples et de faible amplitude suffisent pour finaliser le traitement, peut être d'utiliser des gouttières d'alignement en acrylique : coquilles évolutives, gouttières Invisalign™ etc....

2.5.2 Altération des propriétés mécaniques

Pour minimiser la corrosion on peut créer à la surface du métal en question une couche protectrice d'oxydes qui résiste à cette corrosion; on dit faire subir au métal le phénomène de passivation.

L'acier inoxydable, le chrome-cobalt et le titane peuvent subir une passivation. Cependant cette couche protectrice n'est pas infaillible et peut être détruite par un traitement mécanique ou chimique.

En plus de la corrosion galvanique classique, on peut assister lors de l'assemblage du système boîtier-fil à un type particulier de corrosion dit de *corrosion par frettage*. Ce type de corrosion fait son apparition lorsqu'on insère un fil dans un boîtier et qu'une pression s'établit à l'interface, un phénomène de zone de fusion à froid a lieu entre ces 2 métaux ; l'application continue d'une tension à l'interface va faire céder cette zone de « fusion à froid » et déchirer la couche de passivation; ce qui va rendre le boîtier et le fil encore plus susceptible à la corrosion au niveau des sites en tension.

On a aussi remarqué qu'une consommation accrue de boissons gazeuses (acides), de chlorure de sodium ou même l'addition d'agents prophylactiques fluorés perturbe la couche de passivation et rend l'alliage plus susceptible à la corrosion (House et al., 2008).

Yokoyama et al., en 2003 et en 2004 ont effectués plusieurs expériences pour montrer que le fluor peut dissoudre la couche de passivation, favorisant l'adsorption d'hydrogène et aboutissant à la création de molécules de titane hybride qui diminuent la résistance à la fracture du nickel-titane.

Walker et al., en 2005, ont, quant à eux, voulu tester l'effet de 2 différents types de gels fluorés (un fluorure de sodium acidulé à 1,1% et un fluorure de sodium neutre à la même concentration) sur deux différents types de fil (NiTi et CuNiTi). Ils ont incubé des sections de fils à 37°C pendant une heure et demie. Ils ont ensuite réalisé un test de pliage en trois points et tracé des courbes contrainte/déformation.

Leurs résultats ont démontré que, par rapport à leur groupes contrôle (fils trempés dans du dH₂O), les propriétés mécaniques lors de la désactivation des fils NiTi avaient diminué de façon significative. Ils ont également observé des altérations de la surface au MEB.

La plupart des études publiées jusqu'à présent ont étudié séparément les effets de la corrosion sur les fils, tandis que d'autres études se sont penchées sur les effets de la corrosion sur les boîtiers, ignorant ainsi la corrosion galvanique entre les fils et les boîtiers qui intervient en bouche et qui peut donc potentiellement altérer de façon significative la performance des fils *in vivo*.

Le phénomène de corrosion est d'autant plus complexe pour les boîtiers car, classiquement, la base du boîtier est faite avec un métal moins résistant que les ailes (pour faciliter le débague) et ces deux métaux sont soudés l'un à l'autre en utilisant un troisième métal fondu dont le point de fusion est inférieur à celui des métaux à lier (*Brasage*). Le métal utilisé pour la brasure est composé habituellement d'or, d'argent et de nickel (Au, Ag, Ni).

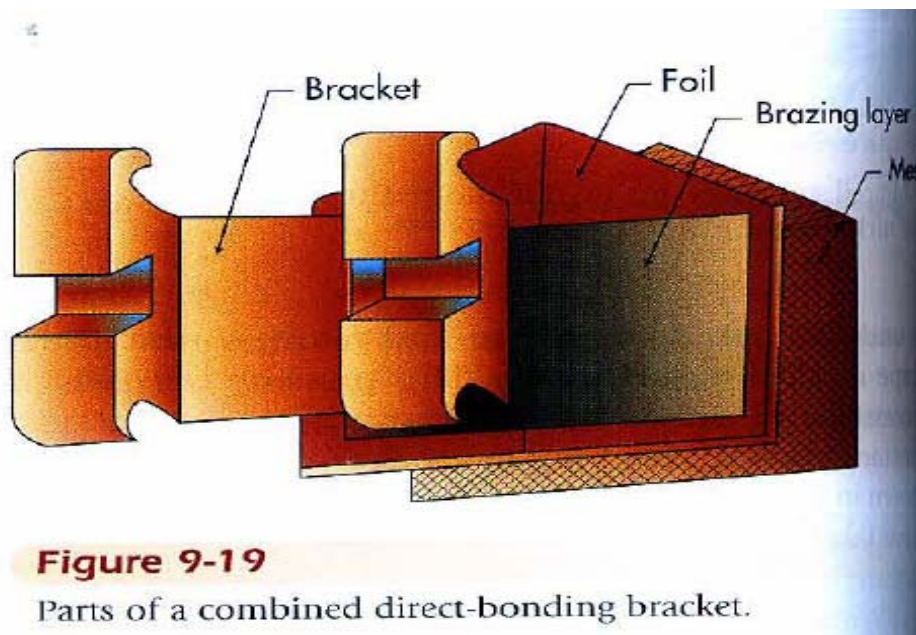


Figure 13 : Composants d'un boîtier conventionnel. D'après Graber, 2005.

On comprend alors que, si la différence de potentiel d'oxydoréduction est assez importante entre tous ces métaux, on verra cliniquement la portion la moins noble du boîtier se corroder (Darabara, 2006).

Les manufacturiers ont essayé de minimiser ce problème en créant des boîtiers dont la composition métallique est uniforme partout, tant à la base qu'au niveau des ailes, par un processus de moulage par injection métallique (Metal Injection Molding, MIM); ce procédé permet d'éliminer la corrosion au sein du boîtier lui-même mais ne permet pas d'éliminer la corrosion liée à l'assemblage du fil dans le boîtier qui suffit, en soi, pour faire apparaître en bouche un courant galvanique (Siargos et al., 2007). À travers des expériences électrochimiques, Siargos et al., en 2007, ont montré qu'il existe bien une différence de potentiel importante entre un boîtier conventionnel ou MIM et des fils NiTi ou CuNiTi mais que cette différence est moins marquée si on couple un boîtier MIM avec un fil CuNiTi.

Ils conseillent donc d'avoir plutôt recours à cette combinaison boîtier MIM et fil CuNiTi car d'un point de vue théorique et expérimental le risque de corrosion galvanique est diminué.

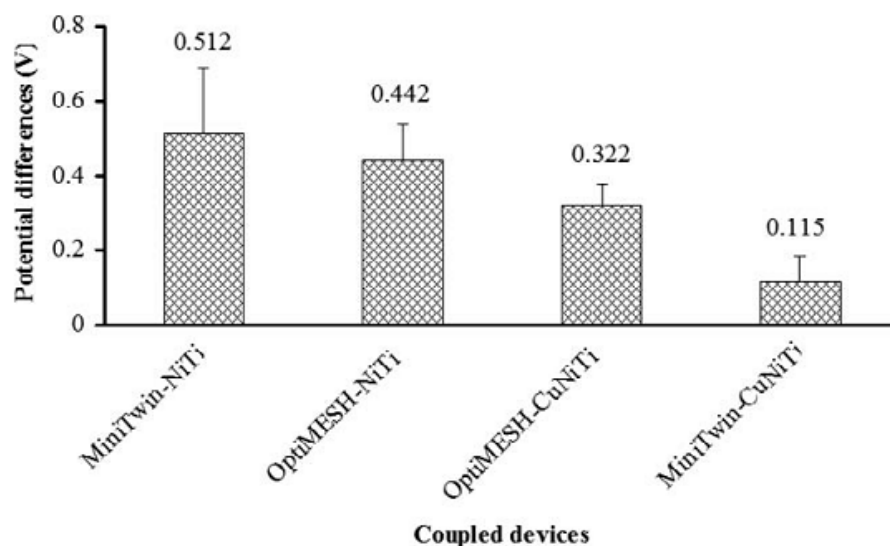


Figure 14 : Différence de potentiel entre des boîtiers conventionnels (OptiMESH) et des boîtiers MIM (MiniTwin) couplés avec des fils NiTi et CuNiTi. D'après Siargos et al., 2007.

2.6 Le test de pliage en trois points

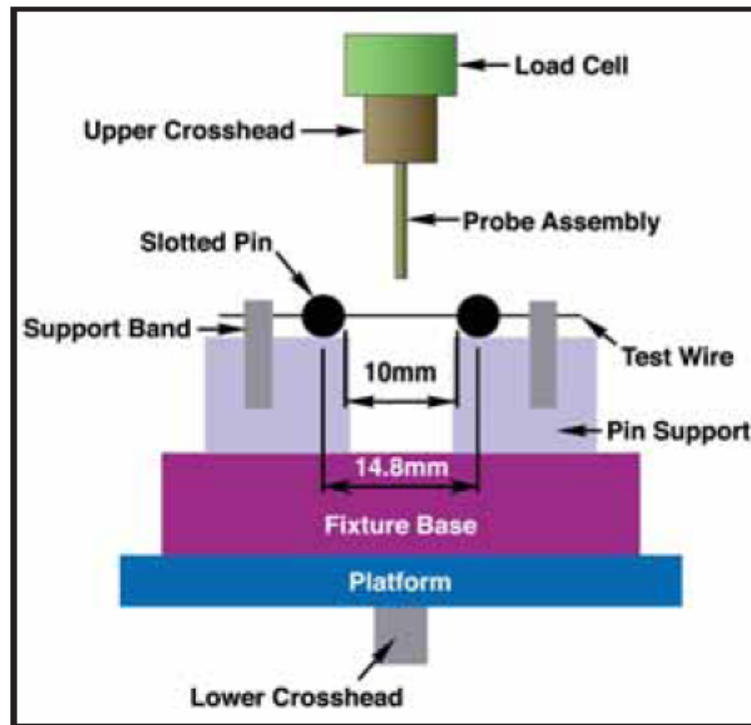


Figure 15 : Montage classique d'un test de pliage en trois points. D'après Berger et Waram, 2007.

Tel que précisé plus haut, il existe principalement quatre types de tests de laboratoire qui nous permettent d'étudier les propriétés mécaniques des fils. Il s'agit de tests de tension, de torsion, de déflexion et de pliage (Gurgel, 2001).

Bien que ces tests n'imitent pas réellement la situation clinique, ils nous donnent quand même la possibilité d'établir des valeurs qui nous permettent de comparer entre eux les fils d'un même alliage ou des fils d'alliages différents. Le test de pliage en trois points a été sélectionné pour sa simplicité, sa facilité de réalisation, sa fiabilité ainsi que sa popularité dans les études précédentes.

Le principe de ce test est le suivant : le fil à tester est maintenu à ses extrémités par un support rigide. Le support doit être parfaitement immobile. Une tige métallique (ou sonde) connectée à une cellule de charge sur machine de test universelle (*Universal Test Machine*) est alors déplacée vers le fil à vitesse constante pour produire une déflexion d'amplitude variable (voir figure 15).

La quantité de déflexion rapportée par la plupart des auteurs qui ont étudié les fils en nickel-titane est située entre 2 et 3mm.

Le test doit être réalisé soit en milieu humide et température corporelle ou dans une chambre thermo régulée à 37°, si le test est réalisé à sec. Le contrôle de la température est obligatoire si on étudie des fils thermosensibles, ce qui est évidemment le cas des fils en nickel-titane.

La machine doit alors enregistrer en fonction du temps les valeurs de contrainte appliquée, en Newton, ainsi que la déformation en mm. Un ordinateur branché à la machine de test permet alors de tracer des courbes contraintes/déformation.

Par la suite, on peut programmer le logiciel d'analyse pour calculer les paramètres qui nous intéressent en utilisant des formules physiques tirées de la *théorie des poutres*. La théorie des poutres est une branche des sciences de l'ingénierie qui nous permet d'étudier la résistance des matériaux.

CHAPITRE TROISIEME

Objectifs de l'étude

3. Objectifs de l'étude

L'importance du maintien d'une hygiène orale adéquate n'est plus à prouver en orthodontie. En fait la capacité d'un patient à conserver une bonne hygiène est une condition *sine qua non* à la tenue de tout traitement orthodontique.

Malgré tout, l'orthodontiste peut être amené à prescrire des agents prophylactiques pour soit prévenir, soit espérer une réversibilité des caries de l'émail. Les agents utilisés le plus largement sont des fluorures topiques sous forme de rince-bouches fluorés.

Les alliages utilisés lors d'un traitement multi-boîtiers et qui composent les boîtiers et les fils sont, comme n'importe quels autres métaux en présence d'une solution électrolytique comme la salive, sujets à un phénomène de corrosion galvanique.

Il a été prouvé que le fluor diminue la résistance à la corrosion des alliages en NiTi et diminue leurs propriétés mécaniques, résultant **possiblement** en une perte d'efficacité et un allongement de la durée du traitement.

Le but de la présente étude est de comparer *in vitro*, en milieu humide et à température constante, l'effet de la corrosion galvanique sur les propriétés mécaniques de fils en NiTi et de fils en CuNiTi. La comparaison des propriétés mécaniques sera faite grâce à une courbe contrainte/déformation obtenue en effectuant un test de pliage en trois points.

Les fils seront couplés à des boîtiers en acier inoxydable (Smartclip, 3M), en céramique avec un fond en acier inoxydable (Clarity SL, 3M) et à des boîtiers ne contenant pas de nickel (Sprint, Forestadent).

Les différents assemblages fils-boîtiers seront incubés dans une solution de salive artificielle (contrôle) et dans une solution fluorée (test) avant de procéder aux tests.

Le but étant de tester les hypothèses de recherche suivantes :

1. Les modules d'élasticité (E) ainsi que la limite conventionnelle d'élasticité (YS) lors de l'activation et lors de la désactivation du fil vont varier suite à l'incubation de l'assemblage fil-boîtier dans une solution fluorée.
2. Le type de boîtier auquel le fil aura été couplé va avoir une incidence sur cette variation.
3. Les fils NiTi et CuNiTi auront un comportement différent.

Ceci devrait nous permettre de pouvoir proposer aux cliniciens la combinaison idéale de fil et de boîtier lors de la phase initiale de traitement chez des patients à haut risque carieux qui ont besoin d'utiliser des rince-bouches fluorés.

CHAPITRE
QUATRIEME

Techniques expérimentales

4. Techniques Expérimentales

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

4.1 Matériaux

4.1.1 Les fils NiTi et CuNiTi

Nous avons décidé de tester des fils rectangulaires, de section 0,016x0,022 pouces. Il s'agit en effet d'un fil qui peut être utilisé dans toutes les techniques orthodontiques (en Edgewise conventionnel, en technique bidimensionnelle ou en technique avec lumière de boîtier réduite 0,018x0,025 pouces).

L'autre intérêt de choisir un fil de taille intermédiaire est qu'il s'agit d'un fil qui reste souvent plus de trois mois en bouche (à la différence des fils ronds initiaux qui peuvent être changés après 6 à 8 semaines), ce qui nous permet de tester l'effet du fluor sur une durée plus longue.

Les fils testés sont fabriqués par une compagnie orthodontique réputée pour son contrôle de qualité, la compagnie Ormco, située à Glendora en Californie.

La composition des fils NiTi est de 54% de titane, 45% de nickel et moins de 1% d'inclusions.

La composition des fils de CuNiTi est de 49% de titane, 45% de nickel, 5% de cuivre et moins de 1% d'inclusions.

Ces fils ont été choisis à cause de leurs propriétés de superélasticité et de leur popularité dans les différentes techniques orthodontiques.

Les fils nous ont été gracieusement fournis par la compagnie Ormco.

Les numéros de lots suivants ont été testés :

- Pour les fils en NiTi le lot 08D697D
- Pour les fils en CuNiTi le lot 08D207D

Les fils nous ont été livrés sous forme d'arcs préformés. Les fils étaient d'abord déballés, puis inspectés sommairement pour éliminer la présence d'imperfections macroscopiques.

Pour réaliser le test de pliage en trois points en suivant les nouvelles recommandations de l'ADA (ANSI/ADA Specification n°32 for orthodontic wires, adoptée en 2000) il nous fallait utiliser uniquement la partie postérieure des fils, car la section de fil testée doit être rectiligne.

Nous avons donc sectionné la partie postérieure de chaque fil sur une longueur de 25 mm; chaque fil a ainsi pu nous procurer 2 échantillons.

Chaque spécimen avait donc les dimensions suivantes 0,42 x 0,62 x 25 mm; ces valeurs ont dû être programmées dans la machine Instron pour que le logiciel d'analyse du test puisse nous calculer les modules d'élasticité et la déformation permanente (Yield strength) lors de l'activation et de la désactivation.

4.1.2 Les boîtiers

L'originalité de notre étude réside dans le fait que nous étudions l'effet du fluor sur les propriétés mécaniques de fils qui ont été au préalable couplés à des boîtiers orthodontiques, ce qui se rapproche plus de la réalité clinique; les études précédentes ont généralement étudié l'effet du fluor sur des sections de fils incubées seules, ignorant ainsi l'effet de la corrosion galvanique induite par le simple fait de créer un assemblage fil-boîtiers.

Nous avons couplé 2 boîtiers par segment de fil pour nous rapprocher autant que possible de la situation clinique réelle.

Les boîtiers que nous avons testés sont les suivants :

- **Smartclip** (3M Unitek) : boîtier autoligaturant en acier inoxydable, fabriqué par un processus de moulage par injection métallique (MIM).
- **Sprint** (Forestadent), boîtier conventionnel en acier inoxydable sans nickel, également fabriqué par processus de moulage par injection métallique (MIM).
- **Clarity** (3M Unitek), boîtier conventionnel en céramique à structure polycristalline renforcée avec du métal; la lumière du boîtier est recouverte d'acier inoxydable pour diminuer la friction entre le fil et le boîtier qui est souvent excessive quand il y a un contact direct entre le fil et une surface de céramique.

On notera que l'acier inoxydable utilisé par les manufacturiers est un acier austénitique (Fe 18-20%, Ni 8-12%).

4.1.3 Les solutions

Nous avons suivi les recommandations de Benson et décidé d'utiliser une solution de fluorure de sodium à 0,05%, recommandée pour une utilisation quotidienne.

Nous avons choisi d'utiliser le **Fluorinse®** (Oral-B) dont les ingrédients actifs sont: 0,05% de NaF (fluorure de sodium) dont 0,023% d'ions fluorures (figure 16).

Pour la salive artificielle, nous avons suivi la formule de Barrett et al., de 1993; cette solution a été utilisée à maintes reprises dans des études rapportées dans la littérature ainsi que dans des précédents projets de recherche à l'université de Montréal (Tableau IV).



Figure 16 : Fluorinse® (Oral-B), rince bouche fluoré à 0.05% NaF.

<i>Nom chimique</i>	<i>Ingrédients</i>	<i>Quantité dans 5L d'eau déionisée</i>
Chlorure de sodium	NaCl	2,00g
Chlorure de potassium	KCl	6,05g
Phosphate de sodium, dibasique, heptahydraté	Na ₂ HPO ₄ 7H ₂ O	3,90g
Sulfure de sodium	NaS 9H ₂ O	0,025g
Urée	NH ₂ CONH ₂	5,00g

Tableau IV: Composition de la salive artificielle (Barrett et al., 1993).

4.2 Nombre d'échantillons

Après discussion avec le statisticien, M. Pierre Rompré, nous avons déterminé que pour avoir un pouvoir statistique suffisant ($\alpha = 0,05$ et $p = 0,80$) il nous fallait tester au moins 15 échantillons par groupe.

Puisque nous testons 3 différents types de boîtiers (Smartclip, Clarity et Sprint) et 2 solutions (salive artificielle et fluor) nous avons préparé 180 spécimens de fils : [15 (échantillons)] x [2 (types de fils)] x [3 (types de boîtiers)] x [2 (types de solutions)] = 180 spécimens nécessaires.

Nous avons donc organisé nos fils en 12 différents groupes de 15 spécimens.

Nous souhaitons coupler chaque spécimen de fil avec 2 boîtiers; nous avons donc commandé pour cela 60 boîtiers d'incisive centrale supérieure droite et 60 boîtiers d'incisive centrale supérieure gauche dans chaque marque, de sorte à réaliser un assemblage qui mimerait la situation clinique d'un fil situé entre 2 boîtiers normalement voisins.

Nous avons donc eu recours à 120 boîtiers Clarity, 120 boîtiers Smartclip et 120 boîtiers Sprint.

Les combinaisons suivantes ont donc été testées :

1. NiTi-Clarity-Fluor (NiTi-CL-F)
2. NiTi-Clarity-Salive artificielle (NiTi-CL-SA)
3. NiTi-Smartclip-Fluor (NiTi-SCL-F)
4. NiTi-Smartclip-Salive artificielle (NiTi-SCL-SA)
5. NiTi-Sprint Forestadent-Fluor (NiTi-FRD -F)
6. NiTi-Sprint Forestadent-Salive artificielle (NiTi-FRD-SA)
7. CuNiTi-Clarity-Fluor (CuNiTi-CL-F)
8. CuNiTi-Clarity-Salive artificielle (CuNiTi-CL-SA)

9. CuNiTi-Smartclip-Fluor (CuNiTi-SCL-F)
10. CuNiTi-Smartclip-Salive artificielle (CuNiTi-SCL-SA)
11. CuNiTi-Sprint Forestadent-Fluor (CuNiTi-FRD -F)
12. CuNiTi-Sprint Forestadent-Salive artificielle (CuNiTi-FRD-SA)

4.3 Assemblage et incubation précédant le test

Nous avons ensuite assemblé 2 boîtiers avec un fil de NiTi ou de CuNiTi, soit à l'aide du mécanisme autoligaturant des boîtiers Smartclips, soit à l'aide d'élastomériques « Superslick elastic ties » (TP Orthodontics).

Le choix de ces ligatures a été basé sur l'étude de Dorval (2002). Ces ligatures sont recouvertes d'un polymère modifiant les caractéristiques de surface de l'élastomère, le rendant glissant au contact de l'eau ou de la salive et réduisant jusqu'à 70% la friction entre le fil et la ligature. Ce facteur est d'un intérêt particulier lors de tests de flexion en trois points car la friction générée lors du glissement des fils sur leur support augmente la charge pour les fils dont le coefficient de friction est élevé, ce qui est le cas des fils en nickel-titane.

Ainsi, deux boîtiers de même marque, mais différents (un boîtier d'incisive centrale supérieure droite et un boîtier d'incisive centrale supérieure gauche), ont été placés aux 2 extrémités de chaque spécimen de fil.

Chaque assemblage a ensuite été placé dans un petit contenant en plastique et immergé dans 15ml de solution test: soit dans 15ml de salive artificielle, soit dans 15ml de solution fluorée (figure 17).

La quantité de solution utilisée reflète les recommandations de la compagnie Oral-B quant à la quantité de bain de bouche à utiliser lors de chaque rinçage.

Chacun des contenants a été ensuite placé dans un incubateur situé au laboratoire de microbiologie du Dr Jean Barbeau de l'Université de Montréal, pour une incubation à 37°Celsius, mimant ainsi de façon optimale la température corporelle.

Le temps d'incubation, et donc d'exposition du fil à la solution fluorée, a été de 3 heures; cette durée est basée sur l'idée avancée par Walker et al., en 2005, qu'une minute par jour de rinçage pendant 3 mois correspond au total à 1,5 heures d'incubation en continu. Nous avons décidé de réaliser une incubation de 3 heures car dans certaines techniques orthodontiques (*bidimensionnelle* ou en *slot 0,018*) un fil de 0,016x0,022 pouces en NiTi ou en CuNiTi peut être placé en bouche pendant 6 mois.

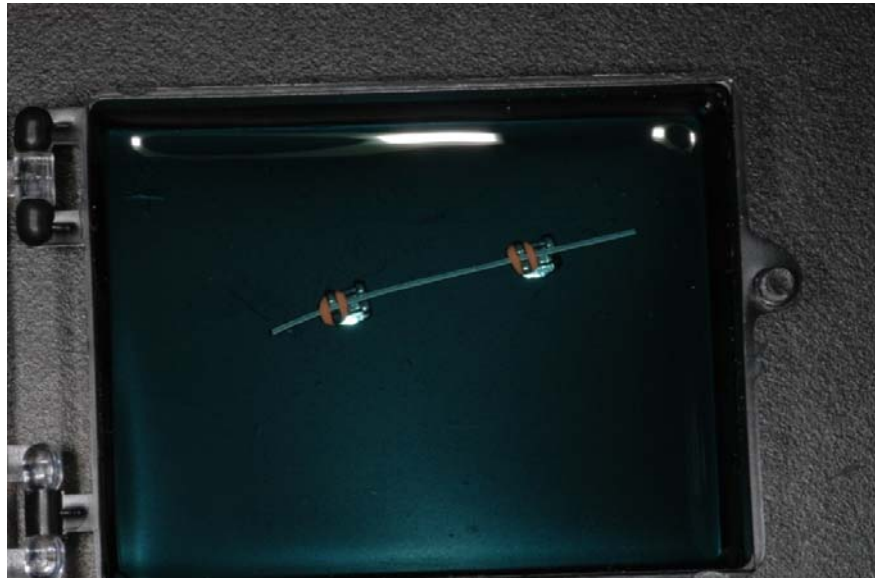


Figure 17 : Assemblage d'un fil CuNiTi avec 2 boîtiers Sprint, immergés dans 20ml de solution fluorée.

Au bout de trois heures, le contenant était vidé de sa solution test et chaque assemblage était rincé avec de l'eau déshydrogénée (dH₂O) avant de monter le fil spécimen sur le support spécifique au test de pliage en trois points.

4.4 Le test de pliage en trois points

4.4.1 Environnement du test

Pour répondre aux nouvelles recommandations de l'ADA (ANSI/ADA Specification n°32 for orthodontic wires, adoptée en 2000) nous devons réaliser le test de pliage en trois points à température constante et idéalement la plus proche possible de 37° Celsius.

Le test a été réalisé dans un bassin isolé contenant 12 litres de salive artificielle, quantité suffisante pour maintenir la température stable à $37\pm 1^\circ\text{C}$. La température de la solution de salive artificielle a été maintenue constante grâce à un chauffe-eau dont la résistance était constamment immergée. Un agitateur à vitesse contrôlable assurait l'uniformité de la température dans tout le bassin (figure 18).



Figure 18 : Montage du test avec la sonde au centre reliée à la cellule de charge; le chauffe-eau et l'agitateur de vitesse sont situés à gauche du montage.

Un thermomètre digital de marque Thermo-Sensor ayant une résolution de $0,1^\circ\text{C}$ et une précision de $\pm 0,2^\circ\text{C}$ a été utilisé pour vérifier la température de la solution de salive artificielle. La sonde du thermomètre était laissée en permanence dans le bassin afin de pouvoir vérifier la température à tout instant. Tout au long de l'expérience, la température s'est maintenue entre $36,5$ et 37°C .

Le niveau de salive artificielle dans le bassin était assez variable. Durant les tests, beaucoup d'évaporation se produisait et il devait y avoir des ajouts réguliers de salive artificielle. Cependant, en tout temps, les fils étaient recouverts d'au moins 20 mm de salive artificielle.

Une fenêtre située à l'avant du bassin nous permettait de vérifier en tout temps le bon déroulement du test ainsi que la rectitude du montage expérimental.

4.4.2 Montage du test

Un support en U fait en acier inoxydable a été utilisé pour servir de support aux spécimens de fils qui allaient subir le test de pliage en trois points. Ce support a été utilisé lors de trois précédentes maîtrises soutenues à l'université de Montréal (Bernard 1999, Dorval 2002 et Caron 2004).

Des boîtiers Twin Edgewise standard (lumière de 0,022"x0,028", zéro degré d'inclinaison, zéro degré de torque, 3,15 mm de largeur, 3M/Unitek) ont été collés sur le support en acier inoxydable. Pour ce faire, une petite partie de la base des boîtiers a due être meulée afin de pouvoir être insérée dans l'espace prévu à cette fin sur le support en U. Les produits suivants furent utilisés pour le collage : premièrement, du Enhance Adhesion Booster (Reliance) fut appliqué sur les blocs; deuxièmement du composite Transbond XT (3M/Unitek) fut placé sur les boîtiers; troisièmement les boîtiers furent mis en place sur les blocs puis l'adhésif fut polymérisé pendant 40 secondes. Le parallélisme des boîtiers deux par deux fut assuré à l'aide d'un fil en acier inoxydable 0,021"x0,025". Ces seize boîtiers parallèles permettaient de tester huit fils à la fois. Les fils ont été stabilisés sur le support à l'aide d'élastomériques « Superslick elastic ties » (TP orthodontics). Pour s'assurer d'une uniformité dans les résultats, des ligatures neuves ont été utilisées pour chaque spécimen (figure 19).

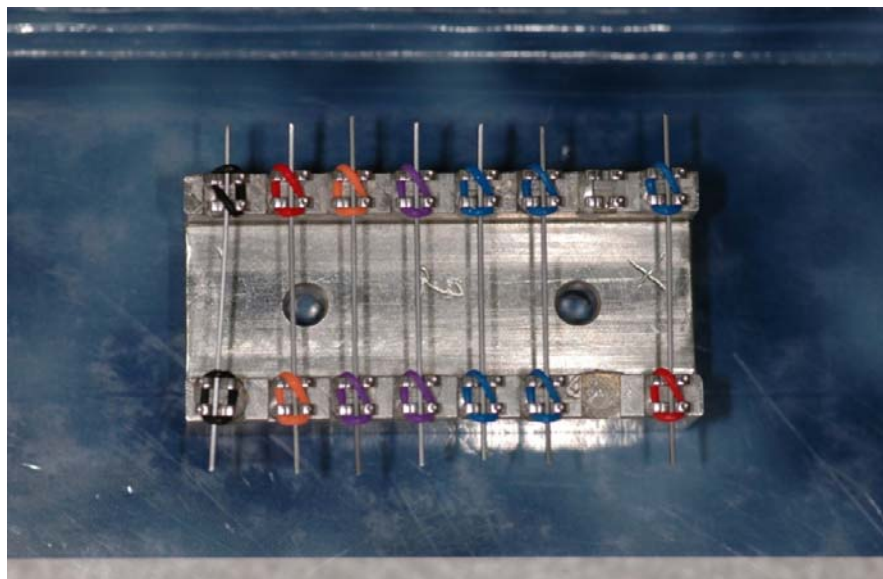


Figure 19 : Fils en NiTi montés sur le support en acier inoxydable.

Le fil était centré manuellement sur le support avec la courbure vers le haut une fois les ligatures placées, ce qui devait normalement aider à ce que la sonde de test ne glisse pas sur le fil pendant sa déflexion.

Une fois que le support était chargé des 7 à 8 fils (chaque groupe de 15 échantillons était testé en 2 fois) que nous souhaitions tester, ce dernier était vissé au fond du bassin contenant la salive artificielle.

La distance entre les deux boîtiers supports a été établie à 13,5mm et la déflexion obtenue grâce à une tige en acier inoxydable mobile, située en plein centre du montage et dont l'extrémité a un rayon de courbure de 5mm, en accord avec Miura (1986), Bernard (1999), Dorval (2002), Caron (2004) et Bartzela et al., (2007).

La tige métallique, ou sonde, ne pouvait contacter qu'un fil à la fois.

L'autre extrémité de la tige était reliée à une cellule de charge Instron de 1 KiloNewton, elle-même montée sur la machine de test Instron 4201.

Nous nous assurons, avant chaque test, que la tige métallique faisait face exactement au milieu du fil à tester, en observant le montage à travers la fenêtre du bassin.

Juste avant de débiter le test, la tige était abaissée grâce à l'appareil de tests Instron 4201, jusqu'à ce que son extrémité contacte très légèrement le fil, tel qu'observé à travers la fenêtre du bassin de tests.

Sur la console Instron 4201, deux écrans sont visibles : l'écran de charge et l'écran de déplacement. Pour faire l'ajustement final de la tige, il suffisait d'identifier le déplacement au moment précis où la charge n'était plus nulle et de remonter la tige de 0,01 mm. Une fois cette hauteur zéro établie, nous balançons la charge et le déplacement de la tige à zéro.

Chaque spécimen subissait alors, en milieu humide et à température constante, une déflexion de deux millimètres et un retour à zéro; cette amplitude d'activation/désactivation étant fréquemment retrouvée dans la littérature (Miura et al., 1986, Kapila et al., 1991, Cadotte 2001, Dorval 2002, Bartzela et al., 2007).

La vitesse de la tige test était fixée à 1mm/minute lors de la mise en charge et de la désactivation du fil.

La charge, mesurée en Newton (N), et la déflexion, en millimètres (mm), ont été automatiquement enregistrées par le logiciel toutes les 100 millisecondes et ces données ont permis le tracer des courbes contrainte/déformation.

Des formules mathématiques tirées de la *théorie des poutres (Engineering beam theory)* ont été utilisées pour calculer le *module d'élasticité (E)* ainsi que le point *YS (Yield strength)* étant le point où 0,1% de déformation permanente survient; on notera que ce dernier point est calculé par le logiciel Instron comme étant le point d'intersection d'une droite parallèle au module d'élasticité avec un décalage de 0,2mm (offset 0,2mm) et était calculé par la machine sous l'appellation suivante *Compressive load at Yield (offset 0,2mm)*.

Ces valeurs ont été calculées en activation et en désactivation pour chacun des spécimens en utilisant la formule suivante :

$$E=L^3m/4bd^3(\text{GPa})$$

Où L représente la largeur du support, b = la largeur du spécimen (mm), d = l'épaisseur du spécimen et m = la pente de la partie rectiligne de la portion d'activation ou de désactivation de la courbe contrainte/déformation

Puisque les fils en NiTi n'ont pas un véritable comportement linéaire, nous ne pouvions pas accepter le YS calculé de façon standard par la machine Instron 4201 comme étant simplement un offset à 0,2 mm. Nous avons utilisé la formule suggérée par Walker et al., en 2005 pour calculer YS.

$$YS=3PL/2bd^2(\text{MPa})$$

Où P = charge en Newton mesurée au point d'intersection d'une droite parallèle au module d'élasticité avec un décalage de 0,2mm (offset 0,2mm), L = la largeur du support, b = la largeur du spécimen (mm), d = l'épaisseur du spécimen (mm).

Nous avons également voulu nous inspirer des standards industriels et des récentes recommandations de l'ADA/AINSI ainsi que des normes ISO 15841 s'appliquant aux fils NiTi qui suggèrent aux fabricants de fils de noter les forces

en désactivation des fils à différents niveaux. Nous avons donc décidé d'enregistrer les niveaux de force en désactivation à 2mm, 1,5mm, 1mm et 0,5mm pour chacun des 180 spécimens.

4.5 Sources d'erreurs

Les sources d'erreurs possibles proviennent de deux aspects de la technique expérimentale: les manipulations et le relevé des données expérimentales.

Durant les manipulations, la plus importante source d'erreurs provient de l'ajustement manuel du zéro (calibration de la charge) et du déplacement de la tige. L'idéal serait évidemment que la machine de test puisse se calibrer à zéro automatiquement, au centième de millimètre près du premier contact avec le fil; en pratique il a été difficile de calibrer de façon manuelle au dixième de millimètre près.

La difficulté de calibrer parfaitement le contact initial entre la tige et le fil explique le décalage initial ou « *slop* » remarqué sur plusieurs de nos courbes entre 0,0mm et 0,2mm (figure 20). Le *slop* représente le fait que la pente initiale lors de l'activation ainsi que la pente de la courbe en désactivation ne démarre pas à partir du point (0,0mm) mais seulement un peu plus loin à cause de cette difficulté à calibrer à 0,1mm près.

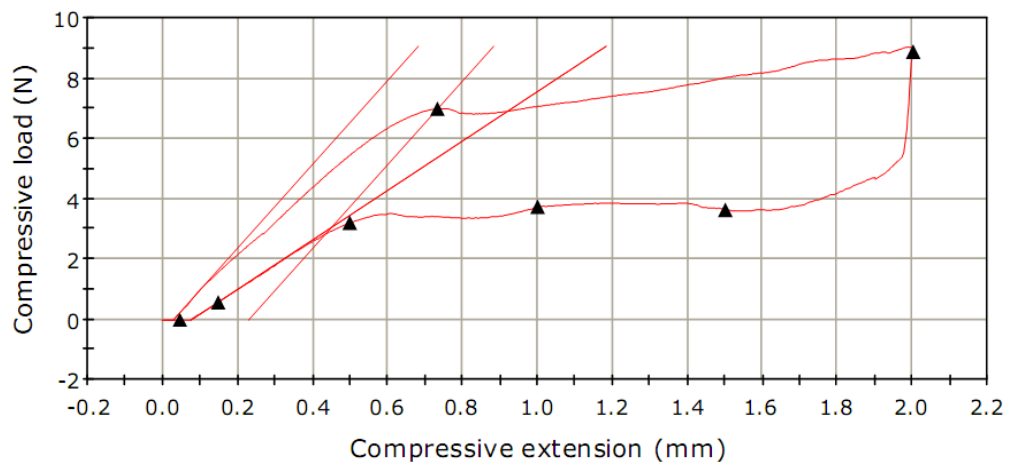


Figure 20 : Courbe contrainte/déformation pour un fil du groupe NiTi-FRD-SA illustrant le « *slop* » ou décalage initial entre 0,0 et 0,1mm dû aux difficultés de calibration.

Une autre source possible d'erreurs a pour origine la rotation du fil durant la déflexion. Malgré toutes nos précautions, il arrivait que la tige glisse le long du fil et ne le contacte pas en son centre mais sur le côté, ce qui produisait parfois des courbes irrégulières avec des dépressions ponctuelles en forme de V sur le tracé (figure 21).

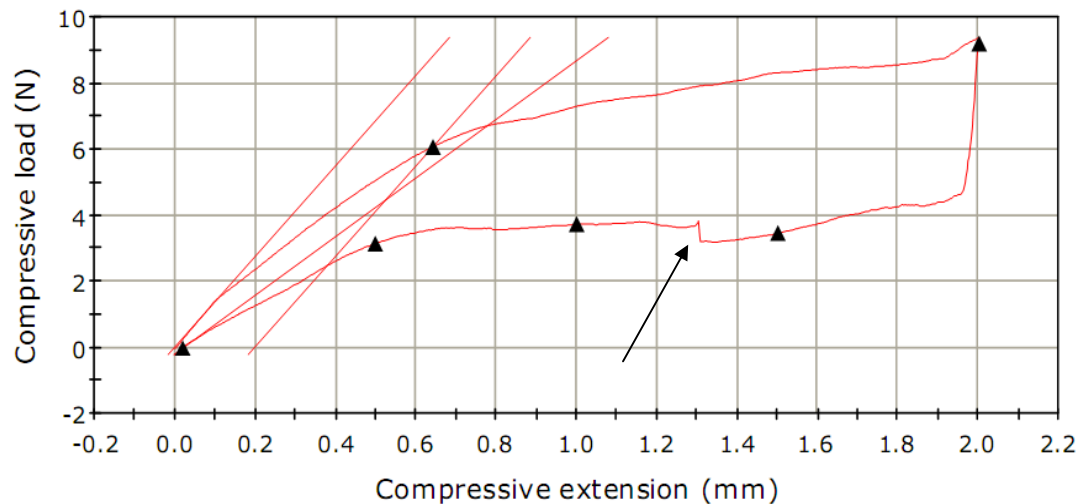


Figure 21 : la flèche indique une zone de dépression en « V » au niveau du plateau de désactivation, sans doute due au glissement de la tige le long du fil pendant le test.

Durant la cueillette des données, la première source d'erreurs fut sans aucun doute le nombre de retranscriptions. En effet, chaque donnée relevée lors des tests à été retranscrite dans le programme Excel, augmentant les possibilités d'erreurs de frappe ou d'attention, surtout en considérant le volume des données recueillies dans cette étude.

Il faut rappeler, en terminant, que toutes les manipulations ainsi que toutes les prises de données ont été faites par le même opérateur, point capital dans l'évaluation de la validité des résultats finaux.

CHAPITRE
CINQUIEME

Résultats expérimentaux

5. Résultats expérimentaux

Lors de cette étude, nous avons voulu comparer l'effet de différentes solutions, ainsi que l'effet de l'assemblage à l'aide de différents boîtiers sur les propriétés mécaniques des fils en NiTi et en CuNiTi.

Pour cela nous avons choisi de collecter, pour chaque courbe contrainte / déformation, les données suivantes :

- Le module d'élasticité en activation ou *modulus load* (E load) en Mégapascals (MPa)
- Le module d'élasticité en désactivation ou *modulus unload* (E unload) en Mégapascals (MPa)
- La limite conventionnelle d'élasticité en activation ou *Yield Strength load* (YS load) en Mégapascals (MPa)
- La limite conventionnelle d'élasticité en désactivation ou *Yield Strength unload* (YS unload) en Mégapascals (MPa)
- La charge au point de déformation permanente (compressive load at Yield) en activation en Newtons (N)
- La charge au point de déformation permanente (compressive unload at Yield) en désactivation en Newtons (N)
- La charge en désactivation aux points de déflexion suivants : à 0,5 mm, à 1 mm, à 1,5mm et à 2 mm en Newtons (N).

Classiquement, dans ce genre d'étude, les valeurs les plus pertinentes sont les quatre premières. Nous avons décidé de noter les six dernières pour voir si on pouvait détecter des effets statistiquement significatifs au niveau de paramètres généralement ignorés. Le tableau suivant indique les valeurs moyennes suivies de la déviation standard pour chacun des 12 groupes testés.

Assemblage	E Load (MPa)	E unload (MPa)	YS load (MPa)	YS unload(MPa)
1) CL-F-NiTi	5310,53±717,04	3876,2±571,45	1087,85±168,64	486,69±147,6
2)CL-SA-NiTi	4641,28±796,68	3476,85±450,46	1082,85±168	508,19±119,34
3)SCL-F-NiTi	4179,29±1097,3	3158,23±690,19	1166±88,45	601,41±69,61
4)SCL-SA-NiTi	5007,15±1228,5	3417,62±604,63	1095,76±77,71	559,53±48,17
5)FRD-F-NiTi	5135,14±876	3647,54±393,92	1180,39±91,81	564,67±48,52
6)FRD-SA-NiTi	5386,57±1384	3611,57±492,71	1143,44±154,11	602,44±96,3
7)CL-F-CuNiTi	5663,53±1132,3	3786,98±976	777,18±129,43	357,22±94,21
8)CL-SA-CuNiTi	5759,63±1067,9	3624,91±618,14	827,80±90,63	328,48±70,82
9)SCL-F-CuNiTi	5694,82±2293,5	3604,34±1161	819,5±107,75	385,76±43,68
10)SCL-SA-CuNiTi	4646,06±1097,1	3348,77±624,32	726,4±150,45	358,99±28
11)FRD-F-CuNiTi	5947,86±1594,1	3752,75±926,57	771,49±221	287,92±126,98
12)FRD-SA-CuNiTi	5075±821,96	3381±706	723,73±110,17	339,83±98,87

Tableau V. Comparaison de *E load*, *E unload*, *YS load* et *YS unload* (Moyennes ±Ecart type) pour les 12 groupes étudiés.

5.1 Analyse préliminaire par box plots et histogrammes

Dans un premier temps, nous avons réalisé des graphiques de type box plot pour vérifier que la distribution des données était acceptable (c'est-à-dire que nous n'avons pas trop de valeurs hors-normes) et pour essayer de déceler une tendance dans les différents groupes ou, à défaut, de pousser notre analyse statistique plus en avant.

L'ordre des groupes dans ces différents graphiques est le même que celui du tableau précédent.

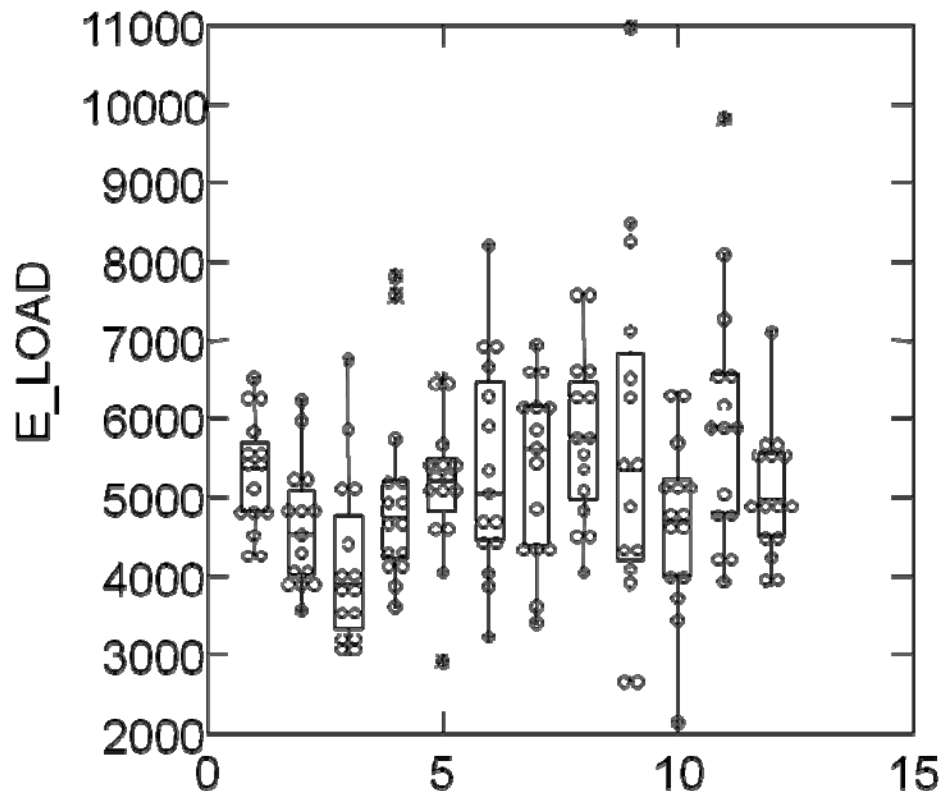


Figure 22: Box plot du E load pour les 12 groupes étudiés.

On peut remarquer sur le box plot ci-dessus, qui décrit la moyenne ainsi que la dispersion du module d'élasticité (E load) pour chacun des 12 groupes, qu'il est difficile de dégager une différence qui soit appréciable entre les fils en NiTi (les six premiers sur ce graphique) et les fils en CuNiTi (les six derniers). On remarquera simplement, à ce stade, que le groupe dont le module d'élasticité en activation est le plus faible est le groupe SCL-F-NiTi (groupe 3) et que le groupe dont le module d'élasticité en activation est le plus fort est le groupe FRD-F-CuNiTi (groupe 11).

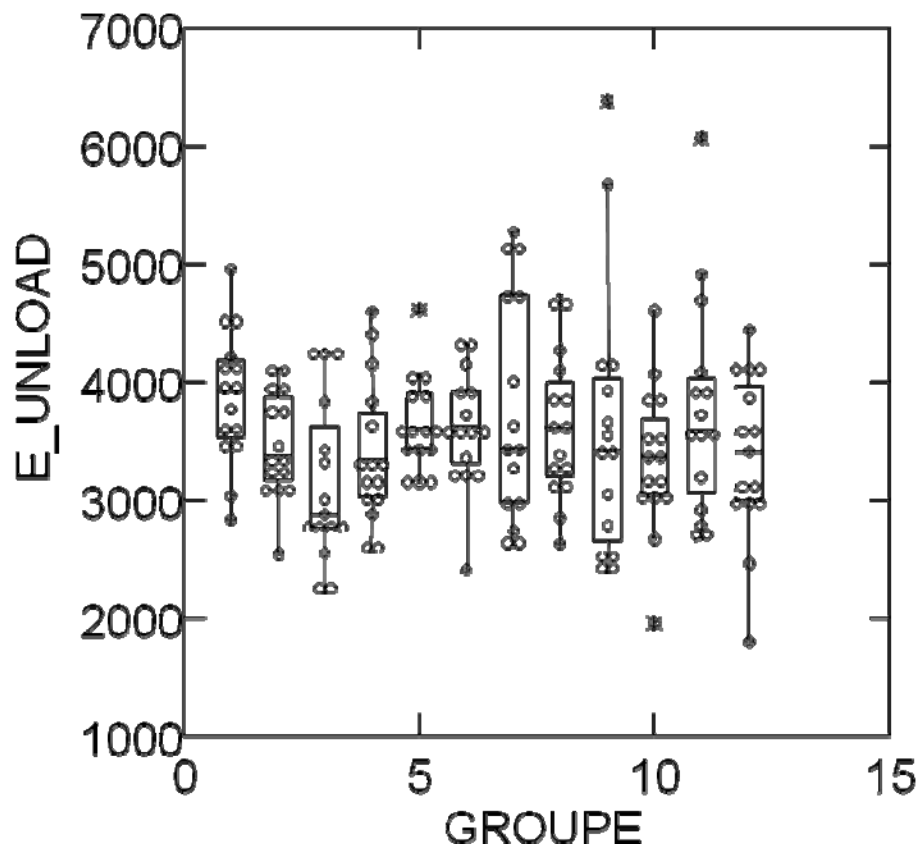


Figure 23 : Box plot du E_{unload} pour les 12 groupes étudiés.

Le box plot du module d'élasticité en désactivation (E_{unload}) ne nous permet pas, non plus, d'identifier une différence basée simplement sur le fait que le fil soit en NiTi ou en CuNiTi (figure 23). Le comportement des différents fils est influencé soit par le type de solution dans lequel il a été incubé, soit par le type de boîtier auquel le fil a été couplé. Nous avons donc dû procéder à des analyses plus poussées décrites ci-dessous.

Par contre si on examine les box plots pour la limite conventionnelle d'élasticité ou *Yield Strength* en activation et en désactivation, on remarque alors une nette différence entre les six premiers groupes (NiTi) et les six derniers groupes (CuNiTi). La limite conventionnelle d'élasticité est nettement plus basse pour les fils en CuNiTi que pour les fils en NiTi ; ce qui est somme toute logique car le fil

en CuNiTi est censé être moins rigide que le fil NiTi classique. Cette différence est confirmée par les analyses statistiques décrites ci-dessous.

On remarque que cette différence est indépendante du couplage avec un boîtier particulier ou de l'incubation dans une solution test ou contrôle.

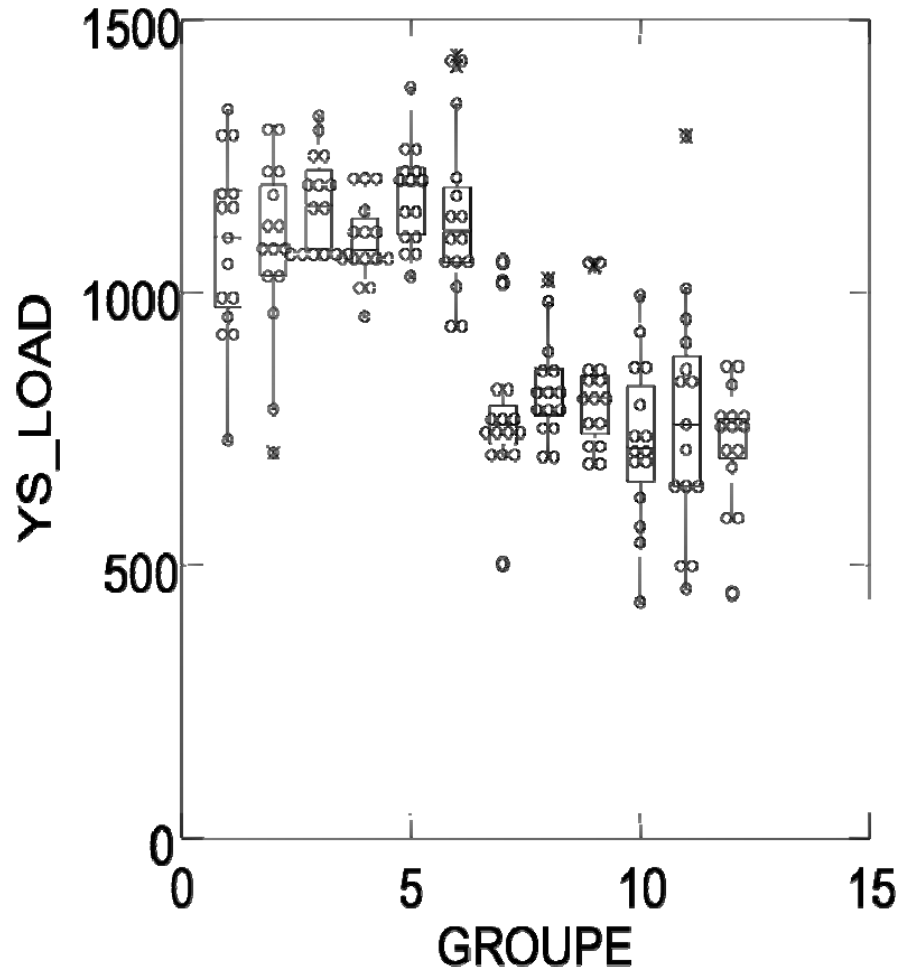


Figure 24 : Box plot du YS load pour les 12 groupes étudiés.

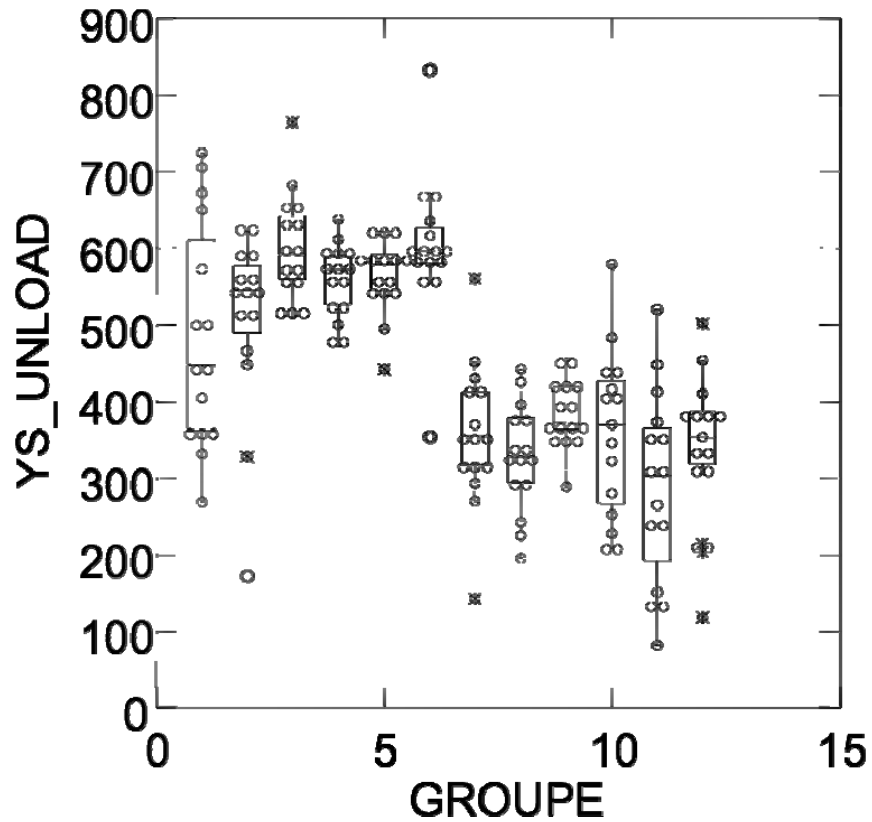
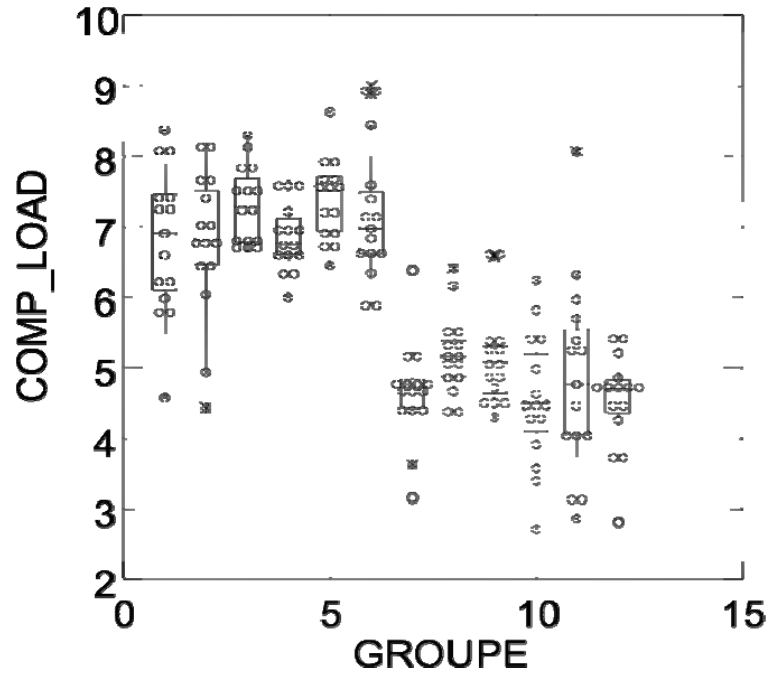
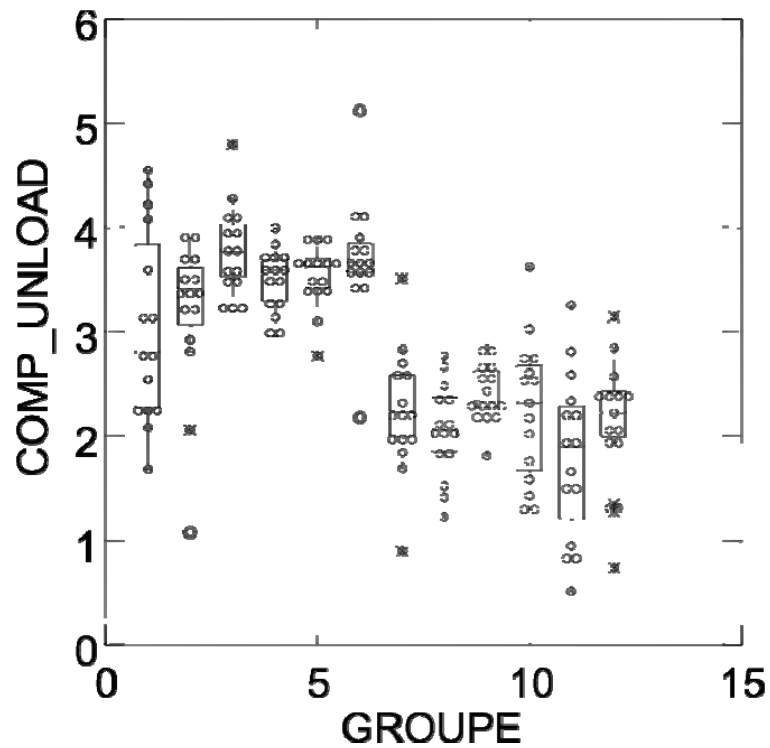


Figure 25: Box plot du YS unload pour les 12 groupes étudiés.

On notera également que les box plots pour la charge au point de déformation permanente en activation et en désactivation démontrent exactement la même tendance que YS Load et YS unload car une relation mathématique existe entre ces deux variables telle que décrite au chapitre précédent avec $YS=3PL/2bd^2$ (MPa) où P représente la charge au point de déformation permanente dans la formule citée par Walker et al. (2005).



A) Compressive load



B) Compressive unload

Figure 26: Box plot de la charge au point de déformation permanente en activation (A-compressive load) et en désactivation (B-compressive unload) pour les 12 groupes étudiés.

Une analyse par histogrammes nous a également permis de détecter une différence entre les fils NiTi et CuNiTi au niveau de la force en désactivation. Cette tendance est également confirmée par les tests statistiques décrits ci-dessous.

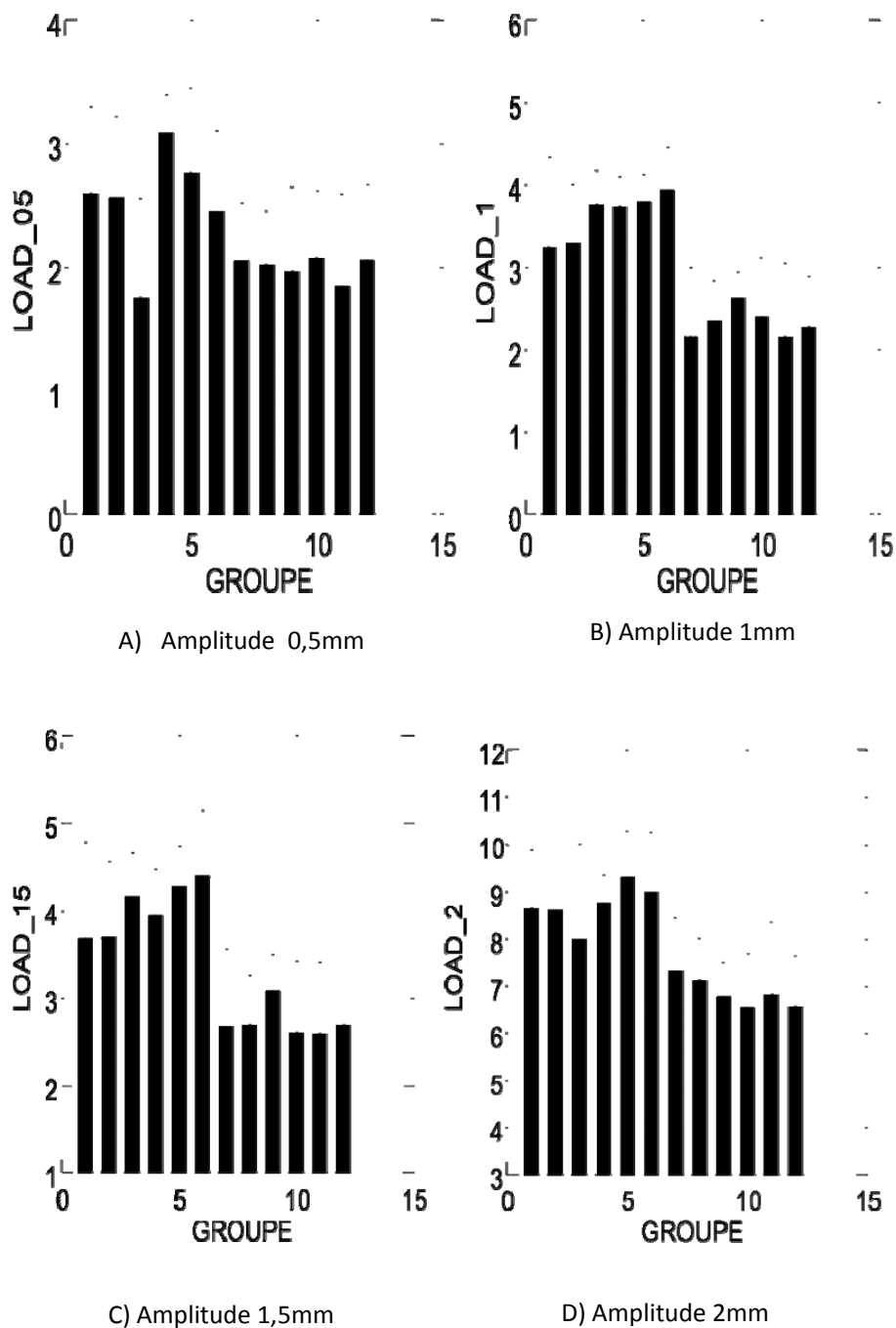


Figure 27 : Histogrammes des forces en désactivation (N) par groupe pour les 4 amplitudes en désactivation pour les 12 groupes étudiés : 0,5mm(A), 1mm(B), 1,5mm(C) et 2mm(D).

On remarque sur ces histogrammes une nette différence de comportement entre les fils NiTi et les fils CuNiTi. La force en désactivation délivrée par les fils NiTi est toujours plus importante que la force en désactivation délivrée par les fils en CuNiTi et cela surtout pour les déflexions les plus significatives (2 mm, 1,5 mm, 1 mm). Pour une déflexion d'un demi-millimètre la différence semble plus subtile; on peut également remarquer que pour une déflexion aussi faible le groupe qui semble générer le moins de force est encore le groupe SCL-F-NiTi (groupe 3).

5.2 Analyses de variance (ANOVA)

Pour chacune des variables à l'étude (E load, E unload, YS load, YS unload, compressive load, compressive unload, charges en déflexion à 2 mm, 1,5 mm, 1 mm, 0,5mm) nous avons réalisé des analyses de variance à différents niveaux. Chaque fois que l'analyse globale montrait des interactions significatives entre les variables fils, solution ou boîtiers, nous avons procédé à d'autres analyses de variance en isolant un ou deux des paramètres de l'assemblage pour pouvoir tirer des conclusions. Les comparaisons post-hoc ont été effectuées avec la correction de Bonferroni pour les boîtiers. Cette démarche a été utilisée pour chacune des dix mesures que nous avons tirées de nos courbes contrainte/déformation.

Chacune de ces mesures a été traitée comme une variable dépendante pour nos tests statistiques.

5.2.1 Module d'élasticité en activation (E load)

En premier lieu une analyse globale : fils x solutions x boîtiers a été réalisée pour chacune des variables dépendantes en recherchant à identifier une valeur p dont le seuil soit statistiquement significatif ($p \leq 0,05$).

On trouvait pour le E load une interaction significative ($p=0,0043$) quand on examinait l'assemblage complet : fils x solutions x boîtiers. Ce qui nous a obligé à procéder à d'autres analyses de variances en isolant les paramètres de

l'assemblage : nous avons donc calculé des ANOVA en fonction des fils NiTi ou CuNiTi, des solutions F ou SA, des boîtiers SCL, CL et FRD.

Une analyse de variance a donc été calculée pour les fils en NiTi en faisant varier les paramètres solutions (F, SA) et boîtiers (CL, SCL, FRD) pour la variable E load. L'effet combiné de la solution et du boîtier nous donnait un p statistiquement significatif ($p=0,0236$) c'est-à-dire une interaction. Cela veut dire que pour les fils en NiTi, l'effet du boîtier variait selon la solution considérée. Nous avons donc étudié l'effet du boîtier pour chaque solution.

Pour l'assemblage NiTi-F, une analyse de variance appliquée aux boîtiers a montré un effet statistiquement significatif ($p=0,030$) et a démontré que pour cet assemblage le boîtier Smartclip (SCL) réduisait le module d'élasticité en activation de façon importante si on le comparait au module d'élasticité en activation produit par ce même assemblage pour les boîtiers Clarity et Forestadent.

Assemblage <u>NiTi-F</u>	E load (MPa)
CL	5310,53±717,04
FRD	5135,14±876
SCL	4179,29±1097,3

Tableau VI : module d'élasticité en activation (moyennes \pm écart-type en MPa) en fonction de chacun des trois boîtiers pour l'assemblage NiTi-F.

Si on examine à présent l'effet du boîtier sur l'assemblage NiTi-SA, on ne trouve pas d'effet boîtier statistiquement significatif ($p=0,2264$). Ce qui signifie que pour cet assemblage, aucun des trois boîtiers ne produit de changement sur la valeur du module d'élasticité en activation.

Une analyse de variance a ensuite été calculée pour les fils en CuNiTi en faisant varier les paramètres solutions (F, SA) et boîtiers (CL, SCL, FRD) pour la variable E load. Aucune interaction significative n'a été remarquée.

L'interaction solution x boîtier n'était pas significative ($p=0,09$). De plus, nous n'avons pas observé d'effet significatif pour la solution ($p=0,09$) ou pour les boîtiers ($p=0,51$).

A ce stade on peut donc penser que pour les fils en CuNiTi ni le type de solution, ni le type de boîtier n'a d'effet sur le E load.

5.2.2 La limite conventionnelle d'élasticité en activation ou *Yield Strength load (YS load)*

Pour cette variable dépendante un ANOVA global a montré un effet très statistiquement significatif en fonction du fil ($p=0,0000$), ainsi que des interactions assez significatives en fonction de l'assemblage fils x boîtiers avec un $p=0,0321$.

YS load pour les fils en NiTi était toujours supérieur à YS load pour les fils en CuNiTi quel que soit le type de solution ou le type de boîtier.

Au sein des fils NiTi, la variation de la solution ou du type de boîtier n'avait aucun effet sur YS load.

Par contre une analyse de variance au sein des fils en CuNiTi montre que pour l'assemblage CuNiTi-SA le couplage avec un boîtier particulier produit un effet statistiquement significatif ($p=0,0336$).

Le boîtier Clarity, pour cet assemblage, produit une limite conventionnelle d'élasticité en activation (YS load) beaucoup plus importante que les deux autres boîtiers.

Assemblage <u>CuNiTi-SA</u>	YS load (MPa)
Clarity	827,80±90,63
Forestadent – Sprint	723,73±110,17
Smartclip	726,4±150,45

Tableau VII: *Limite conventionnelle d'élasticité en activation (moyennes ± écart-type en MPa) en fonction de chacun des trois boîtiers pour l'assemblage CuNiTi-SA.*

On notera qu'à cause de la relation mathématique qui relie la charge au point de déformation permanente (compressive load at Yield) et la limite conventionnelle d'élasticité (décrite au chapitre précédent), les mêmes effets statistiques apparaissent dans l'analyse de ces deux variables dépendantes.

5.2.3 Module d'élasticité en désactivation ou *modulus unload* (E unload)

Une ANOVA globale pour le module d'élasticité en désactivation (E unload) ne pouvait pas identifier d'effets principaux, ni même des interactions statistiquement significatives, si on se référait uniquement aux paramètres solution seulement, boîtier seulement ou fils seulement, ou même en couplant les paramètres (fils x solutions, fils x boîtiers ou même fils x solutions x boîtiers).

Ceci nous a obligé à réaliser des analyses ANOVA en isolant les paramètres.

Si on observait le comportement des fils NiTi pour E unload, on remarquait alors une interaction statistiquement significative pour le paramètre boîtier ($p=0,0130$). A cause de cet effet nous avons poussé l'analyse plus loin en réalisant des analyses de variance pour les assemblages NiTi-F et NiTi-SA.

Pour le groupe NiTi-F, l'effet des boîtiers était très marqué avec un $p=0,0040$. Le boîtier Smartclip produisait un module d'élasticité en désactivation nettement inférieur aux assemblages avec les deux autres boîtiers. Les modules d'élasticité en désactivation de cet assemblage avec le boîtier FRD Sprint ou Clarity étaient beaucoup plus semblables.

Assemblage <u>NiTi-F</u>	E unload (MPa)
Smartclip	3158,23±690,19
Clarity	3876,2±571,45
Sprint Forestadent	3647,54±393,92

Tableau VIII : *module d'élasticité en désactivation (moyennes ± écart-type en MPa) en fonction de chacun des trois boîtiers pour l'assemblage NiTi-F.*

Pour le groupe NiTi-SA, l'effet des boîtiers n'était pas statistiquement significatif ($p=0,5822$).

Puis nous avons analysé le comportement des fils en CuNiTi; ici encore une ANOVA globale ne nous a pas montré d'effet de la solution ($p=0,15$), du boîtier

($p=0,58$) ni même d'interaction significative pour l'assemblage solution x boîtier ($p=0,8941$).

Nous avons donc aussi utilisé une analyse de variance pour les groupes CuNiTi-F et CuNiTi-SA ; ici encore nous n'avons pas décelé un effet boîtier qui soit statistiquement significatif.

Nous concluons donc que pour les fils en CuNiTi ni le type de solution, ni le type de boîtier n'a d'effet sur le E unload.

5.2.4 La limite conventionnelle d'élasticité en désactivation ou *Yield Strength* unload (YS unload)

Une ANOVA globale, comme pour YS load, a montré un effet très significatif pour le fil ($p=0,0000$) ainsi que des interactions très statistiquement significatives en fonction de l'assemblage fils x solutions et solutions x boîtiers avec un $p \leq 0,05$.

YS Unload pour les fils en NiTi était toujours supérieur à YS Unload pour les fils en CuNiTi quel que soit le type de solution ou le type de boîtier.

En appliquant la même démarche qui nous a guidés jusqu'ici nous avons réalisé des analyses de variance par groupes, pour isoler les paramètres et nous permettre de mieux évaluer les effets de chacun d'entre eux.

Ainsi pour le groupe des fils en NiTi, les boîtiers avaient un effet particulièrement significatif avec un $p=0,0008$.

Plus précisément pour l'assemblage NiTi-F, les boîtiers Clarity produisaient une diminution de YS unload.

Assemblage <u>NiTi-F</u>	YS Unload (MPa)
Clarity	486,69±147,6
Sprint Forestadent	564,67±48,52
Smartclip	601,41±69,61

Tableau IX : *Limite conventionnelle d'élasticité en désactivation (moyennes \pm écart-type en MPa) en fonction de chacun des trois boîtiers pour l'assemblage NiTi-F.*

Pour l'assemblage NiTi-SA, les boîtiers avaient également un effet avec, ici encore, le boîtier Clarity qui réduisait YS unload de façon plus importante que les deux autres boîtiers.

Assemblage <u>NiTi-SA</u>	YS Unload (MPa)
Clarity	508,19±119,34
Sprint Forestadent	602,44±96,3
Smartclip	559,53±48,17

Tableau X : *Limite conventionnelle d'élasticité en désactivation (moyennes ± écart-type en MPa) en fonction de chacun des trois boîtiers pour l'assemblage NiTi-SA.*

Pour le groupe des fils en CuNiTi, une ANOVA globale ne nous a pas montré d'effet de la solution ($p=0,9522$), du boîtier ($p=0,0617$) ni même d'interaction significative pour l'assemblage solution x boîtier ($p=0,1742$).

Seul l'assemblage CuNiTi-F montrait que la variation des boîtiers avait un effet statistiquement significatif. Cette fois le boîtier Sprint Forestadent était celui qui montrait la plus grande réduction du YS unload.

Assemblage <u>CuNiTi-F</u>	YS Unload (MPa)
Sprint Forestadent	287,92±126,98
Clarity	357,22±94,21
Smartclip	385,76±43,68

Tableau XI : *Limite conventionnelle d'élasticité en désactivation (moyennes ± écart-type en MPa) en fonction de chacun des trois boîtiers pour l'assemblage CuNiTi-F.*

L'assemblage CuNiTi-SA ne permettait pas de détecter de différences entre les boîtiers.

5.2.5 La charge en désactivation

Nous avons, dans un premier temps, réalisé une ANOVA globale qui ne nous a pas montré de différences statistiquement significatives (ni d'effet, ni d'interaction) avec le modèle complet fils x solutions x boîtiers .

Par contre, une analyse par mesures répétées a permis de montrer que le type de fils (NiTi ou CuNiTi) ou que le montage solution x boîtier créait des variations statistiquement significatives pour la charge en désactivation.

Faire varier seulement la solution d'incubation ou faire varier seulement le boîtier des divers assemblages ne produisait aucun effet sur la charge en désactivation.

Nous avons, dans un second temps, procédé à une analyse où la variable dépendante était la charge en désactivation en fonction de l'amplitude de la déflexion ; 4 analyses ont été faites c'est-à-dire pour une déflexion de 0,5 mm, de 1 mm, de 1,5 mm et pour une déflexion de 2 mm.

5.2.5.1 Déflexion de 0,5mm

Pour cette déflexion, le fil ainsi que la solution avaient un effet statistiquement significatif. On notait également des interactions très significatives pour les assemblages solutions x boîtiers et pour le modèle global fils x solutions x boîtiers .

Les fils en CuNiTi produisaient globalement une force moins importante en désactivation que les fils en NiTi et ce quelque soit le type de solution ou de boîtier.

Type de fil	Charge à 0,5mm en désactivation (N)
NiTi	2,5376
CuNiTi	2,0058

Tableau XII : Charge à 0,5mm en désactivation (N) en fonction du type de fil.

Pour les fils en NiTi, la solution d'incubation avait un impact certain sur la charge en désactivation à 0,5mm. Les moyennes (pour les 90 fils en NiTi) montrent bien que le fluor diminuait nettement la force en désactivation pour une déflexion de 0,5mm ($p=0,0158$). Dans la solution fluorée la moyenne était de 2,37 N alors que pour les fils NiTi incubés dans la salive artificielle la moyenne était de 2,70 N.

Quand on évaluait l'assemblage NiTi-F, l'effet des boîtiers était également marqué.

Assemblage <u>NiTi-F</u>	Charge à 0,5mm en désactivation (N)
Clarity	2,5967
Sprint Forestadent	2,7653
Smartclip	1,7546

Tableau XIII : Charge à 0,5mm en désactivation (N) en fonction du type de boîtier pour l'assemblage NiTi-F.

Pour cet assemblage le boîtier Smartclip était celui qui réduisait le plus la force en désactivation et ce, de façon très statistiquement significative ($p=0,0007$).

Quand on observait l'assemblage NiTi-SA, le boîtier Smartclip se démarquait à nouveau mais produisait cette fois la plus grande force à 0,5 mm de désactivation comparativement aux deux autres boîtiers.

Assemblage <u>NiTi-SA</u>	Charge à 0,5mm en désactivation (N)
Clarity	2,5653
Sprint Forestadent	2,4549
Smartclip	3,0886

Tableau XIV : Charge à 0,5mm en désactivation (N) en fonction du type de boîtier pour l'assemblage NiTi-SA.

Pour les fils en CuNiTi, ni le type de solution, ni le genre de boîtier n'avait d'effet statistiquement significatif au niveau de l'ANOVA globale.

Quand on réalisait une analyse de variance pour les assemblages CuNiTi-F et CuNiTi-SA, le type de boîtier n'avait aucun effet statistiquement significatif.

Pour les fils en CuNiTi on peut donc conclure que ni le type de solution, ni le type de boîtier n'influencent l'intensité de la charge pour une amplitude de 0,5mm en désactivation.

5.2.5.2 Déflexion de 1 mm

Pour cette déflexion, le type de fil, ou le genre de boîtiers utilisés avait un effet statistiquement significatif au niveau de l'ANOVA globale. On notait aussi que l'assemblage boîtiers x fils représentait une interaction assez significative avec $p=0,0208$.

A nouveau les fils CuNiTi produisaient globalement une force moins importante en désactivation que les fils en NiTi et ce quelque soit le type de solution ou de boîtier.

Type de fil	Charge à 1 mm en désactivation (N)
NiTi	3,6268
CuNiTi	2,3321

Tableau XV : Charge à 1mm en désactivation (N) en fonction du type de fil.

Pour le groupe des fils en NiTi, seul le type de boîtier avait un effet statistiquement significatif sur la charge en désactivation pour une déflexion de 1mm. L'effet du fluor étant négligeable car pour ce groupe la force à 1mm était de 3,59 N en moyenne par rapport à une moyenne de 3,65 N pour la solution de salive artificielle.

L'effet des boîtiers était plus net. Le boîtier Clarity étant celui qui, pour une déflexion de 1 mm, produisait la force la plus faible, et ce quelle que soit la solution.

Type de boîtier -NiTi	Charge à 1 mm en désactivation (N)
Clarity	3,2672
Sprint Forestadent	3,8685
Smartclip	3,7447

Tableau XVI : Charge à 1mm en désactivation (N) en fonction du type de boîtier couplé à un fil en NiTi.

Pour les fils en CuNiTi, ni le type de solution, ni le genre de boîtier n'avait d'effets statistiquement significatifs au niveau de l'ANOVA globale.

Quand on réalisait une analyse de variance pour les assemblages CuNiTi-F et CuNiTi-SA, là encore le type de boîtier n'avait aucun effet statistiquement significatif.

Pour les fils en CuNiTi on peut donc conclure que ni le type de solution, ni le type de boîtier n'influencent l'intensité de la charge pour une amplitude de 1mm en désactivation.

5.2.5.3 Déflexion de 1,5mm

Nous avons utilisé exactement la même démarche que précédemment pour cette variable dépendante et les résultats ont été similaires à ceux trouvés pour la déflexion à 1mm.

Pour cette déflexion, le type de fils et de boîtiers avait un effet statistiquement significatif au niveau de l'ANOVA globale. Quand nous observions au niveau de l'ANOVA globale l'assemblage boîtiers x fils, ici encore on remarquait une interaction assez significative avec $p=0,0264$.

Pour le groupe des fils en NiTi, seul le type de boîtier avait un effet statistiquement significatif sur la charge en désactivation pour une déflexion de 1mm. L'effet du fluor étant quasiment nul car pour ce groupe la force à 1,5 mm était de 4,03 N en moyenne par rapport à une moyenne de 4,01 N pour la solution de salive artificielle.

Au niveau des boîtiers, là encore c'est le boîtier Clarity qui produisait la force la plus faible.

Type de boîtier -NiTi	Charge à 1,5mm en désactivation (N)
Clarity	3,6883
Sprint Forestadent	4,3365
Smartclip	4,0491

Tableau XVII : Charge à 1,5mm en désactivation (N) en fonction du type de boîtier couplé à un fil en NiTi.

Pour les fils en CuNiTi, ni le type de solution, ni le genre de boîtier n'avait d'effet statistiquement significatif au niveau de l'ANOVA globale.

Quand on réalisait une analyse de covariance pour les assemblages CuNiTi-F et CuNiTi-SA, on notait encore une fois que le type de boîtier n'avait aucun effet statistiquement significatif.

Pour les fils en CuNiTi on peut donc conclure que ni le type de solution, ni le type de boîtier n'influencent l'intensité de la charge pour une amplitude de 1,5 mm en désactivation.

5.2.5.6 Déflexion de 2 mm.

Pour cette déflexion, le type de fil, ainsi que le couplage boîtier x fil avait un effet statistiquement significatif au niveau de l'ANOVA globale. Le type de solution n'avait aucun effet.

Les fils CuNiTi produisaient globalement une force moins importante en désactivation que les fils en NiTi et ce, quelque soit le type de solution ou de boîtier.

Type de fil	Charge à 2mm en désactivation (N)
NiTi	8,7153
CuNiTi	6,8587

Tableau XVIII : Charge à 2mm en désactivation (N) en fonction du type de fil.

Pour cette déflexion, seul un effet des boîtiers sur l'assemblage NiTi-F à été remarqué.

Assemblage <u>NiTi-F</u>	Charge à 2mm en désactivation (N)
Clarity	8,6352
Sprint Forestadent	9,3077
Smartclip	7,9944

Tableau XIX : Charge à 2mm en désactivation (N) en fonction du type de boîtier pour l'assemblage NiTi-F.

Pour cet assemblage le boîtier Smartclip était celui qui réduisait le plus la force en désactivation et ce, de façon statistiquement significative.

Pour l'assemblage NiTi-SA, il n'y avait pas d'effets sur la charge à une déflexion de 2mm par les boîtiers.

Pour les fils en CuNiTi, ni le type de solution, ni le genre de boîtier n'avait d'effet statistiquement significatif au niveau de l'ANOVA globale.

Quand on réalisait une analyse de variance pour les assemblages CuNiTi-F et CuNiTi-SA, là encore le type de boîtier n'avait aucun effet statistiquement significatif.

Pour les fils en CuNiTi on peut donc conclure que ni le type de solution, ni le type de boîtier n'influencent l'intensité de la charge pour une amplitude de 2mm en désactivation.

CHAPITRE SIXIEME

Discussion des résultats

6. Discussion

De nombreuses études rapportent que l'utilisation de fluorures topiques peut favoriser la corrosion ainsi que la décoloration des fils orthodontiques à base de Nickel-Titane (Watanabe et al., 2003, Grimssdottir et al., 1997, Yokoyama et al., 2003).

En d'autres termes, le fluor pourrait diminuer les propriétés mécaniques des fils utilisés lors d'un traitement orthodontique et ainsi potentiellement prolonger la durée du traitement.

A la différence d'autres études qui ont étudié l'effet de gels fluorés ou de solutions de fluorure de phosphate acidulé (Walker et al., 2005, Kaneko et al., 2003), nous avons choisi de limiter notre étude et, ainsi, de tester une solution de 0,05% de fluorure de sodium de pH neutre, le Fluorinse® d'Oral B, sous forme de rince-bouche dont l'usage quotidien est recommandé depuis longtemps dans la littérature et même validé par une méta-analyse récente (Benson, 2005).

La modification des propriétés mécaniques des fils en NiTi sous l'effet de leur exposition au fluor s'explique par une diminution de la résistance à la corrosion de ces alliages.

Or, si le seul fait de tremper un alliage fait de métaux différents, où chaque composant possède son propre potentiel d'oxydoréduction, dans une solution électrolytique suffit à initier un phénomène de corrosion galvanique, on peut s'attendre à ce que cet effet soit plus important encore si on couple le dit alliage avec un autre composé métallique; pourtant, dans la littérature, on ne trouve que des études où seuls des fils orthodontiques exposés à diverses formes de fluor sont analysés pour vérifier si il y a bien un changement au niveau de leur propriétés mécaniques .

Les études qui ont étudié la corrosion entre des fils en NiTi et des boîtiers n'ont pas examiné l'effet du fluor (Darabara et al., 2006).

Aucune autre étude n'a, à ce jour, testé *in vitro* l'effet d'une solution fluorée sur les propriétés mécaniques des fils en NiTi ou en CuNiTi quand ces derniers sont couplés à différents types de boîtiers.

6.1 Résultats cliniques versus résultats en laboratoire

Les résultats d'études *in vitro* doivent toujours être interprétés avec précaution car ils diffèrent souvent de ceux des études *in vivo*. En effet, de nombreux facteurs non reproductibles pendant notre expérimentation sont présents en bouche :

- L'acidité (pH) de la salive, qui varie d'un patient à l'autre
- Les forces de mastication propres à chaque patient
- Le type d'alimentation (équilibrée ou trop riche en sucres et donc cariogène)
- La qualité de l'hygiène orale du patient
- La coopération quant au rinçage quotidien avec le rince-bouche prescrit.

Cette liste, non exhaustive, de facteurs présents en bouche suffit pour nous faire comprendre que la transposition de résultats d'études *in vitro* ne soit pas toujours facile pour nous permettre de tirer des conclusions cliniques pertinentes.

De plus, dans la présente étude, nous avons voulu simuler par notre durée d'incubation de 3 heures, l'effet qu'aurait eu sur notre assemblage une utilisation quotidienne de fluor pendant 6 mois. Nous sommes bien conscients qu'en réalité l'effet du fluor est différent de nos conditions expérimentales car en bouche l'assemblage fil-boîtiers est exposé à la solution fluorée de façon discontinue et pendant une très courte durée (environ une minute).

6.2 Variables affectant la comparaison avec les autres études.

Comparer les résultats avec les autres études peut être difficile à cause des différences entre les modèles expérimentaux et du nombre de variables impliquées.

Nous avons non seulement rajouté la variable boîtier dans notre étude, mais nous avons en plus décidé de voir si des boîtiers de compositions différentes (acier inoxydable, céramique avec insert en acier inoxydable, ou boîtier sans nickel) nous permettaient d'objectiver si la composition de ces derniers pouvaient avoir un effet.

De plus, il est clair que plus on étudie de variables au sein d'un même modèle expérimental, plus il est difficile de clairement identifier un effet clinique; pour tirer des conclusions qui soient statistiquement significatives le recours à des tests statistiques plus complexes devient alors nécessaire.

Le lecteur aura remarqué au chapitre précédent que nous avons dû avoir recours à plusieurs analyses successives au sein de chacun de nos groupes pour identifier des effets statistiquement significatifs.

6.3 Evaluation des hypothèses de recherche

Nous avons à évaluer les trois hypothèses de recherche suivantes :

1. Les modules d'élasticité (E) ainsi que la limite conventionnelle d'élasticité (YS) lors de l'activation et lors de la désactivation du fil vont varier suite à l'incubation de l'assemblage fil-boîtier dans une solution fluorée.
2. Le type de boîtier auquel le fil aura été couplé va avoir une incidence sur cette variation.
3. Les fils NiTi et CuNiTi auront des comportements différents.

6.3.1 Effet sur les fils en NiTi

Nous avons montré que le fluor réduisait effectivement le module d'élasticité en activation et en désactivation des fils en NiTi mais qu'il n'avait aucun effet sur les fils en CuNiTi et ce, en étant globalement en accord avec les résultats présentés par Walker et al., en 2005; on notera ainsi que pour eux, il n'y avait pas de réduction du E load (voir tableau VI, page 85).

Fil	Solution	E Load (GPa)	E Unload (GPa)	YS Load (MPa)	YS Unload (MPa)
NiTi	dH ₂ O (contrôle)	65,4±1,6	65,8±1,5	2092±39	1424±71
NiTi	Phos-flur® gel	65,2±1,3	59,7±1,3	2106±56	1248±39
NiTi	Prevident®	64,6±1,4	62,4±1,5	2101±63	1348±78
CuNiTi	dH ₂ O (contrôle)	59,4±1,9	57,2±2,6	1210±34	712±46
CuNiTi	Phos-flur® gel	57,9±0,8	55,2±2,6	1172±13	680±17
CuNiTi	Prevident ®	58,6±2,2	56,3±2,5	1183±61	678±61

Tableau XX: Valeurs moyennes et écarts-types des propriétés mécaniques de fils en NiTi et en CuNiTi après exposition au dH₂O, Phos-flur ®gel et au Prevident ® (d'après Walker et al., 2005).

Par contre à la différence de Walker, nous montrons que cet effet est nuancé par l'effet du boîtier auquel le fil a été couplé avant son exposition au fluor.

Nous avons montré que pour les fils en NiTi, E load et E unload ne variaient pas de façon significative sous l'effet du fluor seulement mais qu'ils variaient de façon significative pour un assemblage bien précis NiTi-F. Pour cet assemblage, le couplage avec un boîtier particulier donnait de grandes variations.

Le boîtier *Smartclip* avec cet assemblage donnait la plus grande réduction du E load ainsi que du E unload. Par contre l'assemblage NiTi-SA ne montrait pas d'effet boîtier pour ces deux variables.

Quand on examinait la limite conventionnelle d'élasticité en activation (YS Load) et en désactivation (YS unload) on remarquait que YS load et YS Unload pour les fils en NiTi étaient toujours supérieures aux valeurs retrouvées pour les fils en CuNiTi, quel que soit le type de solution ou le type de boîtier.

On notait par contre qu'au sein des fils NiTi, la variation de la solution ou du type de boîtier n'avait aucun effet sur YS load.

Pour YS Unload, la solution et le type de boîtier avaient un effet. Pour cette variable le fluor réduisait le YS Unload pour les assemblages NiTi-FRD et NiTi-CL.

On remarquait de plus que le boîtier *Clarity* était celui qui produisait le plus de diminution dans le YS Unload, quelle que soit la solution d'incubation.

6.3.2 Effet sur les fils en CuNiTi

Nous avons montré que ni le fluor, ni le couplage avec un boîtier particulier ne permettait de mesurer une différence statistiquement significative par rapport à notre groupe contrôle, tant pour E load que pour E Unload pour les fils en CuNiTi.

Par contre, la limite conventionnelle d'élasticité en activation et en désactivation (YS load et Unload) est nettement plus basse pour les fils en CuNiTi que pour les fils en NiTi et ce quelle que soit la solution d'incubation ou quel que soit le type de boîtier avec lequel le fil aura été couplé.

Les fils en CuNiTi produisaient également une charge en désactivation inférieure à celle produite par les fils en NiTi quelle que soit l'amplitude de la déflexion, et ce de façon indépendante du type de solution d'incubation ou du couplage avec un boîtier donné.

La différence de comportement entre les fils NiTi et CuNiTi de même section s'explique par le fait que par rapport à un fil NiTi, le fil en CuNiTi présente une boucle d'hystérèse qui est toujours située en dessous de celle du fil NiTi et dont la différence entre les plateaux d'activation et de désactivation est plus étroite (Kapila et al., 1989).

6.4 Fragilisation par l'hydrogène

Plusieurs auteurs tentent d'expliquer la modification des propriétés mécaniques des fils ainsi que leur plus grande tendance à fracturer suite à leur immersion dans des solutions fluorées par le phénomène de fragilisation par l'hydrogène (en anglais *hydrogen embrittlement*).

Ce phénomène intervient souvent lors de la fabrication d'un alliage parce qu'à haute température la solubilité de l'hydrogène est très importante et lui permet de diffuser à travers la structure cristalline du métal. Les atomes d'hydrogène se recombinaient alors pour former des zones de pression au sein de zones de vide qu'elles ont occupées dans la matrice métallique. Au fur et à mesure que la pression augmente, le métal perd de sa ductilité et sa limite conventionnelle d'élasticité diminue, le métal peut même craquer et on parle alors de *zones de craquements dues à l'hydrogène (hydrogen induced cracking)*.

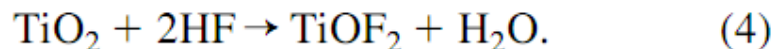
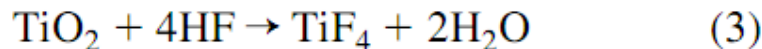
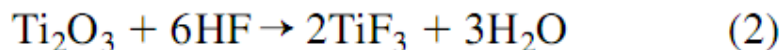
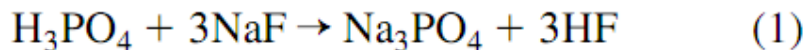
Ce phénomène peut également avoir lieu à plus basse température sous l'effet d'un gradient de concentration d'hydrogène qui favorise la pénétration de ce dernier au sein du métal.

Dans le cas des alliages qui contiennent du titane, l'absorption d'hydrogène et la fragilisation qui s'ensuit s'explique par la diffusion d'atomes qui permet la formation d'une phase hydride, l'hydride de titane.

Yokoyama a montré, en 2001, que les alliages en NiTi qui contenaient des phases d'hydride de titane subissaient une diminution de leurs propriétés mécaniques et fracturaient plus facilement.

Nous pensions pourtant, pendant longtemps, que la couche d'oxyde de titane (TiO_2) retrouvée en surface des alliages contenant du titane empêchait la pénétration de l'hydrogène au sein de la matrice de l'alliage.

Nagakawa et al., en 1999 ont été les premiers à décrire comment des composés fluorés pouvaient dissoudre la surface protectrice d'oxyde de titane.



Nagakawa et al., expliquent qu'en présence de fluorures topiques acidulés, il y a formation d'*acide hydrofluorique (HF)* en (1). Ce dernier dissout la couche d'oxyde de titane selon les réactions chimiques décrites en (2), (3) et (4). Ils ont montrés que la perte de la couche d'oxydes exposait l'alliage sous-jacent, menant à la corrosion et à l'absorption d'ions hydrogène à partir de la solution aqueuse dans laquelle le fil était immergé, à cause de la grande affinité qui existe entre le titane et l'hydrogène.

L'absence d'effet délétère apparent du fluor sur les propriétés mécaniques des fils en CuNiTi pourrait s'expliquer par la composition chimique de ces derniers. En effet, l'addition de cuivre à un alliage en NiTi améliore non seulement ses propriétés thermiques, mais le rend également plus résistant à la corrosion. Boyer et al., en 1994 expliquaient que le cuivre est un inhibiteur relatif (*relative inhibitor*) d'acides réducteurs tel que l'acide fluorhydrique (HF). Les réactions de dissolution de la couche d'oxyde de titane en (2), (3) et (4) se produiraient alors de façon mineure ou n'auraient peut être pas lieu. L'augmentation de la concentration de cuivre à l'interface de l'alliage et de la couche d'oxydes semble également empêcher l'absorption d'ions hydrogène et la formation d'hydrides de titane au sein de la matrice cristalline selon Iijima et al., (1998).

Dans notre étude nous avons montré qu'après une exposition de 3 heures de fils en NiTi à une solution de fluor neutre, il y avait une réduction statistiquement significative pour le YS Unload pour les assemblages NiTi-FRD, NiTi-SCL et NiTi-CL. On notait également une réduction du E load et E unload significative quand le fil en NiTi était couplé au boîtier Smartclip.

On peut supposer que cette réduction est due à la fragilisation par l'hydrogène liée à l'incubation de l'alliage dans une solution fluorée. La formation d'hydride de

titane au sein de la structure cristalline pourrait empêcher la transformation, lors de la désactivation, de la phase martensitique vers la phase austénitique.

6.5 Comparaison avec la littérature

On notera que dans notre étude, les réductions des E load, E unload, YS load et YS unload sont moins importantes que celles notées par Walker et al., en 2005, ou même que celles observées dans une étude *in vivo* par Ramalingam et al., en 2008.

En effet, Walker et al., utilisaient comme solution contrôle de l'eau déshydrogénée (dH₂O) et des gels fluorés: le Phos-flur gel® (1,1% de fluorure de sodium acidulé, de pH=5,1) et le Prevident® (1,1% de fluorure de sodium neutre et de pH=7). Le temps d'exposition était de 90 minutes, soit la moitié du temps d'exposition de la présente étude.

Tel que noté a maintes reprises dans ce mémoire, leur étude n'évaluait que l'effet du fluor sur des fils qui n'ont jamais été couplés à des boîtiers.

On peut supposer que « la plus grande diminution des propriétés mécaniques des fils en NiTi » notée par Walker est due au fait qu'ils utilisaient un gel qui, par définition, adhère mieux à une surface qu'une solution aqueuse, représentée dans notre modèle par un rince-bouche.

D'autre part, les concentrations en fluor des gels choisis par Walker sont supérieures à la concentration en fluor de notre rince-bouche (1,1% par rapport à 0,05%).

Or nous savons que la résistance à la corrosion des alliages en titane diminue nettement avec l'augmentation de la concentration en fluor, surtout après le seuil de 0,5% (Oda et al., 1996).

Ramalingam et al., en 2008, ont montré à travers une expérience *in vivo* des résultats similaires.

Trois groupes de 10 patients portaient au maxillaire un fil de 0,016"x0,022" en CuNiTi et à la mandibule un fil de 0,016"x0,022" en NiTi. Le groupe contrôle n'a

pas eu de prescription de rince-bouche et les deux autres groupes ont utilisé respectivement un rince-bouche fluoré (Phos-flur rinse®, solution de fluorure de sodium *acidulé* à 0,044%) et un gel fluoré (F-Gel®, gel de fluorure de sodium *acidulé* 1,1%); le gel était conservé pendant une minute au contact des dents par l'intermédiaire d'une gouttière thermoplastique. Après l'application du fluor, les patients ne devaient ni boire, ni manger, ni même se rincer. Les patients ont été suivis pendant un mois. On notera que, dans le modèle clinique de Ramalingam, des boîtiers ont été couplés en bouche aux fils mais qu'aucune mention n'est faite dans cette publication du type de boîtiers ou de la composition des boîtiers.

Les fils étaient ensuite retirés des boîtiers, rincés et subissaient un test de pliage en trois points comme dans la présente étude. Les courbes contrainte /déformation étaient ensuite analysées pour calculer E load, E unload, YS load et YS unload, afin de déterminer l'effet des fluorures topiques *in vivo* sur les propriétés mécaniques des fils.

Groupe	E load(GPa)	E unload(Gpa)	YS load(Mpa)	YS unload (MPa)
NiTi contrôle	54,78±7,66	32,9±3,71	667,14±64,9	291,06±102,79
NiTi – solution F	50,65±9,87	30,12±6,88	655,98±177,2	266,78±93,52
NiTi-gel F	53,27±16,29	21,61±10,23	650,47±85,24	197,34±72,47
CuNiTi contrôle	47,76±14,05	12,40±8,31	374,84±98,06	168,06±50,06
CuNiTi – solution F	45,35±18,99	9,59±3,29	350,61±142,7	155,15±100,67
CuNiTi-gel F	44,36±6,83	10,26±4,79	318,62±92,01	157,18±70,65

Tableau XXI: Valeurs moyennes et écarts-types des propriétés mécaniques de fils en NiTi et en CuNiTi du groupe contrôle, du groupe qui a été exposé au Phos-flur rinse® (solution fluorée), et du groupe exposé au gel fluoré F-Gel® (d'après Ramalingam et al., 2005).

Ramalingam a montré que E unload, du groupe qui a utilisé le gel, était celui dont la réduction était la plus drastique par rapport au groupe contrôle pour les fils en NiTi (réduction de 34%, voir le tableau XXI).

Par contre, il notait pour le groupe qui avait utilisé le rince-bouche qu'il y avait bien une réduction de 8% du E unload, mais qu'elle n'était pas statistiquement significative.

Par ailleurs, il trouvait qu'en activation (E load et YS load), ni le rince-bouche, ni le gel n'influençait de façon significative les fils en NiTi.

De plus, en accord avec Walker et les résultats de notre étude, il conclut que le fluor (qu'il soit utilisé sous forme de gel ou sous forme de rince-bouche) ne modifie pas de façon statistiquement significative les propriétés en activation ou en désactivation des fils en CuNiTi.

On peut expliquer la différence importante entre l'effet du gel et du rince-bouche sur le E unload des fils en NiTi par deux facteurs :

- Le gel adhère plus à la surface du fil et permet donc une réduction plus importante de la couche d'oxyde de titane en surface du fil.
- Le gel avait un pH plus acide que le rince-bouche.

Kwon et al., en 2004, ont rapporté que si on trempe des fils en NiTi dans des solutions fluorées de pH acide, la limite conventionnelle d'élasticité de ces derniers va diminuer.

Yokoyama et al., en 2004, ont montré qu'une plus grande quantité d'ions hydrogènes était absorbée au sein d'un fil en NiTi soumis à une tension quand ce fil était mis en présence d'une solution fluorée de pH acide par rapport à une solution contrôle également fluorée, mais de pH neutre.

Cette équipe a également montré que le temps nécessaire pour fracturer un fil en NiTi trempé dans une solution acide était plus court par rapport à un fil trempé dans une solution de pH neutre.

Ramalingam et al., ainsi que Walker et al., ont tous deux démontré que E load, E unload, YS load et YS unload n'étaient affectés ni par la présence d'une solution fluorée, ni par la présence d'un gel fluoré pour des fils en CuNiTi.

Iijima et al., en 1998, expliquaient que l'addition de cuivre à un alliage en NiTi empêchait un acide (le fluorure d'hydrogène dans leur publication) de former des hydrides de titane et donc d'altérer les propriétés mécaniques des fils CuNiTi.

Notre recherche démontre également que le fluor ne modifie pas les propriétés mécaniques des fils en CuNiTi et ne modifie pas de façon statistiquement significative les paramètres en activation, en désactivation ou même la force en déflexion.

6.6 Directions futures

Pour valider la théorie de la fragilisation par l'hydrogène ou même l'inhibition de l'effet des acides par le cuivre il faudrait procéder à des études calorimétriques de l'absorption de l'hydrogène (*hydrogen thermal analysis*).

On pourrait également examiner nos fils incubés par radiocristallographie (ou diffractométrie de rayons X) pour visualiser la présence d'hydrides de titane au sein de la matrice métallique.

Il semble à ce stade que la variable boîtier module beaucoup la modification des propriétés mécaniques des fils par une solution fluorée. La complexité de notre modèle expérimental explique peut-être pourquoi nous n'avons pas trouvé dans la littérature une étude qui intègre le paramètre boîtier à leur assemblage expérimental. Cette variable confondante nous a obligés à utiliser des tests statistiques plus poussés pour déterminer des effets qui, à défaut d'être cliniquement significatifs, l'étaient au moins de façon statistique.

L'idéal serait d'avoir recours à des études *in vivo*, pendant plusieurs mois, avec un seul type de boîtier. Néanmoins des problèmes de taille se dresseraient devant nous dans ce cas :

- Le changement constant de la température intra buccale (entre 35° et 37° C) *in vivo*.
- Le pH salivaire (variable d'un individu à l'autre).
- Les forces de mastication qui, en elles-mêmes, peuvent fragiliser et donc diminuer les propriétés mécaniques des fils.
- La coopération des patients, tant en terme d'hygiène orale qu'en terme de coopération avec l'utilisation du rince-bouche fluoré.

Tous ces facteurs pourraient expliquer, à eux seuls, une grande variabilité de résultats cliniques et ainsi nous empêcher de pouvoir tirer des conclusions qui puissent être cliniquement significatives.

A défaut d'études *in vivo*, d'autres expériences *in vitro* pourraient nous permettre de choisir la meilleure combinaison fil-boîtier si une étude telle que la nôtre était réalisée par les fabricants pour chacun de leurs modèles spécifiques de boîtiers.

Chaque compagnie pourrait alors proposer à l'orthodontiste clinicien la meilleure combinaison fil-boîtier à utiliser en fonction du besoin de prescrire à certains de nos patients des fluorures topiques.

CHAPITRE SEPTIEME

Conclusions

7. Conclusions

En débutant ce projet nous souhaitions tester trois hypothèses de recherche.

Notre première hypothèse de recherche stipulait que le module d'élasticité (E) ainsi que la limite conventionnelle d'élasticité (YS) en activation et en désactivation du fil allaient varier suite à l'incubation de l'assemblage fil-boîtier dans une solution fluorée par rapport à un assemblage identique incubée dans une solution contrôle de salive artificielle.

Notre seconde hypothèse de recherche supposait que le type de boîtier qui aura été couplé au fil aurait une incidence sur la variation du module d'élasticité et de la limite conventionnelle d'élasticité.

Notre troisième et dernière hypothèse de recherche supposait que les fils NiTi et CuNiTi se comporteraient différemment.

Suite à l'analyse de nos résultats, les points suivants ont retenu notre attention :

1. L'utilisation d'un rince-bouche fluoré (fluorure de sodium neutre à 0,05%) modifie les propriétés mécaniques des fils en NiTi; en particulier on note une diminution du module d'élasticité en activation et en désactivation de ces derniers suite à leur exposition dans une solution fluorée mais cet effet est modulé par le type de boîtier auquel le fil a été couplé.
2. En présence de fluor, l'assemblage Smartclip-NiTi est celui qui donne la plus grande réduction du E load et du E unload. Le boîtier a donc bien une incidence sur la modification des propriétés mécaniques des fils en NiTi en présence de fluor.

3. Les boîtiers en eux-mêmes ne modifient pas le module d'élasticité en activation ou en désactivation des fils en NiTi en l'absence de fluor (aucun effet boîtier n'a été trouvé pour l'assemblage NiTi-SA).
4. Pour les fils en NiTi, ni la solution fluorée, ni le type de boîtiers n'avait d'effet sur la limite conventionnelle d'élasticité (YS load) en activation. Par contre, en désactivation, la présence de fluor réduisait la limite conventionnelle d'élasticité (YS unload) par rapport au groupe contrôle pour les boîtiers Clarity et Sprint; on notera toutefois que la réduction est plus drastique quand le fil est couplé au boîtier Clarity.
5. L'utilisation d'un rince-bouche fluoré ne diminue pas le module d'élasticité (E), ni la limite conventionnelle d'élasticité (YS) en activation ou en désactivation des fils en CuNiTi par rapport au groupe contrôle.
6. Les propriétés mécaniques de fils en CuNiTi ne sont pas affectées par le couplage de ces derniers avec des boîtiers de compositions différentes.
7. La limite conventionnelle d'élasticité en activation et en désactivation (YS load et Unload) est nettement plus basse pour les fils en CuNiTi que pour les fils en NiTi et ce, quelle que soit la solution d'incubation ou quel que soit le type de boîtier qui aura été couplé au fil.
8. Les fils en CuNiTi produisaient une charge en désactivation inférieure à celle produite par les fils en NiTi, quelle que soit l'amplitude de la déflexion, et ce, de façon indépendante du type de solution d'incubation ou du couplage avec un boîtier donné.

Les résultats de notre étude *in vitro* nous ont permis de valider nos hypothèses de recherche.

On peut donc conclure que bien que l'utilisation du fluor permette une réduction importante de l'incidence et de la sévérité des lésions de type *White spot* (caries initiales), l'orthodontiste doit savoir que les agents prophylactiques fluorés affectent les propriétés mécaniques des fils en NiTi.

A la différence des autres études publiées dans la littérature, nos résultats ne nous permettent pas de valider l'hypothèse que la modification des propriétés mécaniques des fils en NiTi entraînerait obligatoirement un allongement de la durée du traitement orthodontique.

CHAPITRE HUITIEME

Bibliographie

8. Bibliographie

1. American Dental Association. American National Standard /American Dental association Specification No.32: orthodontic wires .Chicago: ADA; 2000.
2. Andeasen GF, Hilleman TB. (1971). An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. J Am Dent Ass, 82(6): 1373-5.
3. Andrews LF. (1972).The six keys to normal occlusion. Am J Orthod 62:296-307.
4. Andrews LF. (1989). Straight wire: The concept and appliance. LA Wells, San Diego.
5. Angle EH. (1900). Treatment of malocclusion of the teeth and fractures of the maxillae .In: Angle's system, ed 6. SS white dental Mfg Co, Philadelphia.
6. Barrett RD, Bishara SE, Quinn JK. (1993) .Biodegradation of orthodontic appliances. Part I Biodegradation of nickel and chromium in vitro. Am J Orthod Dentofac Orthop, 103(1):8-14.
7. Bartzela TN, Senn C, Wichelaus A. (2007).Load deflection characteristics of superelastic nickel-titanium wires. Angle Orthod, 77(6)991-998.
8. Benson PE, Shah AA, Millett DT, DyerF, Parkin N, Vine RS. (2005).Fluorides, orthodontics and demineralization: a systematic review. Journal of Orthodontics, 32:102-114.
9. Berger J, Waram T. (2007). Force levels of nickel titanium initial archwires. J Clin Orthod,41(5):286-92

10. Bernard D. (1999). Évaluation in vitro de la fatigue de fils orthodontiques de nickel-titane soumis à un test de pliage en trois points. Mémoire de maîtrise ès Sciences, Option Orthodontie, Université de Montréal.
11. Boere G. (1995). Influence of fluoride on titanium in an acidic environment measured by polarization resistance technique. J Appl Biomater, 6(4):283-288.
12. Boyer R, Welsch G, Collings EW.(1994). Materials properties handbook: titanium alloys. Materials Park, Ohio: ASM International; p. 1035-44, 1065-73.
13. Brantley WA, Eliades T. (2001). Orthodontic materials scientific and clinical aspects. Thieme Medical Publishing, Stuttgart.
14. Burstone CJ, Baldwin JJ, Lawless DT. (1961). The application of continuous forces to orthodontics. Angle Orthod, 77(2): 121-132.
15. Burstone CJ, Goldberg AJ. (1980). Beta titanium: A new orthodontic alloy. Am J Orthod, 77(2): 121-132.
16. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. (1985). Chinese NiTi wire – A new orthodontic alloy. Am J Orthod, 87(6): 445-452.
17. Caron J. (2004). Fils orthodontiques esthétiques : résistance en fatigue et résistance de la coloration. Mémoire de maîtrise ès Sciences, Option Orthodontie, Université de Montréal.
18. Chateau M. (1993). Orthopédie Dento-Faciale. Vol.1, Editions CdP, Paris.
19. Corrucini RS, Pacciani E. (1989). « orthodontistry » and dental occlusion in Etruscans. Angle Orthod 59:61-64.

20. Darabara MS, Bourithis LI, Zinelis S, Papadimitriou GD. (2006). Metallurgical characterization, galvanic corrosion and ionic release of orthodontic brackets coupled with NiTi archwires. J Biomed Mater Res B, 126-134.
21. Davidovitch Z. (1997). L'orthodontiste et la biologie du déplacement dentaire. Un entretien avec Zeev Davidovitch, traduit par Boris Terk. Rev Orthop Dento Faciale, 31 : 159-168.
22. Dorval L. (2002). Fils orthodontiques en nickel-titane : effets d'un thermocyclage sur leurs propriétés mécaniques lors de tests en flexion. Mémoire de maîtrise ès Sciences, Option Orthodontie, Université de Montréal.
23. Dou X, Liu LL, Zhu XJ. (2003). Nickel-elicited systemic contact dermatitis. Contact Dermatitis, 48; 126-129.
24. Dunlap CL, Vincent SK, Barker BF. (1989). Allergic reaction to orthodontic wire: report of a case. J Am Dent Assoc, 118:449-450.
25. Flageul F. (1988). L'utilisation orthodontique des alliages dits « à mémoire de forme ». Rev Orthop Dento Faciale, 22 : 31-38.
26. Gorelick L, Geiger AM, Gwinnett AJ. (1982). Incidence of white spot formation after bonding and banding. Am J Orthod, 81:93-98.
27. Graber TM, Vanarsdall RL (2005). Orthodontics: Current Principles and Techniques. 3rd edition, Mosby, St-Louis.
28. Greig DGM. (1983). Contact dermatitis reaction to a metal buckle on a cervical headgear. Br Dent J, 155:61-62.

29. Grieve WG, Johnson GK, Moore RN. (1994). Prostaglandin-E and interleukin-1 beta levels in gingival crevicular fluid during human orthodontic tooth movement. Am J Orthod Dentofac Orthop 105:369-374.
30. Grimssdottir MR, Hensen-Pettersen A. (1997). Surface analysis of nickel-titanium archwires used in vivo. Dent Mat, 20:103-113.
31. Gurgel J, Kerr S, Powers JM, Lecrone V. (2001). Force deflection properties of superelastic nickel-titanium archwires. Am J Orthod Dentofac Orthop, 120:378-382.
32. Harris EF, Newman SM, Nicholson JA. (1988). Nitinol arch wire in a simulated oral environment: Changes in mechanical properties. Am J Orthod Dentofac Orthop, 93(6): 508-513.
33. Hostynek JJ. (2006). Sensitization to nickel: etiology, epidemiology, immune reactions, prevention and therapy. Rev Environ Health, 21:253-280.
34. House K, Sernetz F, Dymock D, Sandy JR, Ireland AJ. (2008). Corrosion of orthodontic appliances –should we care?. Am J Orthod Dentofac Orthop, 133(4):584-592.
35. Iijima M, Endo K, Ohno H, Mizoguchi I. (1998). Effect of Cr and Cu addition on corrosion behavior of Ni-Ti alloys. Dent Mater J, 17:31-40.
36. Jordan L, Filleul MP, Portier R. (1997). Les arcs orthodontiques à mémoire de forme : structures et propriétés. Rev Orthop Dento Faciale, 31 : 199-211.
37. Kaneko K, Yokoyama K, Moriyama K, Asaoka K, Sakai J, Nagumo M. (2003). Delayed fracture of beta titanium orthodontic wire in fluoride aqueous solutions. Biomaterials, 24 :2113-2120.

38. Kapila S, Reichgold G, Anderson S., Watanabe LG. (1991). Effects of clinical recycling on mechanical properties of nickel-titanium alloy wires. Am J Orthod Dentofac Orthop, 100(5) : 428-435.
39. Kapila S, Sachdeva R. (1989). Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. Am J Orthod Dentofac Orthop, 96:100-109.
40. Kusy RP. (1997). A review of contemporary archwires: Their properties and characteristics. Angle Orthod, 67(3): 197-208.
41. Kwon YH, Cheon YD, Seol HJ, Lee JH, Kim HI.(2004).Changes on Ni-Ti orthodontic wires due to acidic fluoride solution. Dent Mater J, 23:557-565.
42. Lasfargues JJ. (2004).Syllabus de Cariologie.DCEO3. Université René-Descartes (Paris V), Paris.
43. Lopez I, Goldberg J., Burstone CJ. (1979). Bending characteristics of nitinol wire. Am J Orthod, 75(5): 569-575.
44. Marinho VCC ,Higgins JPT, Logan S, Sheiham A. (2004).Fluoride mouthrinses for preventing dental caries in children and adolescents (Cochrane review).In :the cochrane library Issue 1,2004.John Wiley and Sons; Chichester , UK.
45. McLaughlin RP, Bennett JC, Trevisi HJ.(2002).Systemized orthodontic treatment mechanics. Mosby, London.
46. Mitchell L. (1996). An introduction to orthodontics. Oxford University Press, Oxford.

47. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. (1986). The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Am J Orthod Dentofac Orthop, 90(1): 1-10.
48. Miura F. (1988). Japanese NiTi alloy wire: use of the direct electric resistance heat treatment method, Euro J Orthod, 10: 187-191.
49. Nakagawa M, Matsuya S, Shiaishi T, Ohta M.(1999).Effect of fluoride concentration and pH on corrosion behavior of titanium for dental use. J Dent Res, 78:1568-1572.
50. Nikolai RJ. (1997). Orthodontic Wire: A continuing evolution. Semin Orthod, 3(3): 157-165.
51. Noble J, Ahing SI, Karaikos NE, Wiltshire WA. (2008).Nickel allergy and orthodontics, a review and report of two cases.Br Dent J, 204(6); 297-300.
52. O'Brien WJ, Ryge G. (1982). Les matériaux dentaires : Précis et guide de choix. Traduit par P. Desautels. Editions Préfontaine Inc. St-Jean-sur-Richelieu.
53. Oda Y, Kawada E, Yoshinari M, Hasegawa K, Okabe T.(1996). The influence of fluoride concentration on the corrosion of titanium and titanium alloys. Jpn J Dent Mat Dev, 15:283-288.
54. Ogaard B. (1989). Prevalence of white spot lesions in 19 year olds: a study on untreated and orthodontically treated persons 5 years after treatment. Am J Orthod Dentofac Orthop, 96:423-427.
55. Ollu JF. (1992). Mémoire de forme : mythe ou réalité? Rev Orthop Dento Faciale, 26 : 349-357.

56. Papanastasoulis G. (2000). Evaluation in vitro de la biocompatibilité de fils orthodontiques en nickel-titane ayant subi une implantation ionique d'azote. Mémoire de maîtrise ès Sciences, Option Orthodontie, Université de Montréal.
57. Piette E, Reychler H. (1991). *Traité de pathologies buccale et maxillofaciale.* De Boeck-Wesmael, Bruxelles.
58. Proffit WR, Fields HW. (2007). *Contemporary orthodontics.* 4th edition, Mosby, St-Louis.
59. Ramalingam A, Kailasam V, Padmanabhan S, Chirtharajan A. (2008). 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, 24(1)26-31.
60. Remise CH. (2007). *Technique de l'arc segmenté.* Syllabus du cours biomécanique dentaire I et II SAB-6367 et SAB-6368. Faculté de médecine dentaire. Université de Montréal.
61. Schiff N, Grosogeat B, Michele L, Dalard F.(2002). Influence of fluoride content and pH on the corrosion resistance of titanium and its alloys. Biomaterials, 23(9):1995-2002.
62. Shapiro E. (1979) Orthodontic movement using pulsating force-induced piezo-electricity. Am J Orthod 73:59-66.
63. Siargos B, Bradley TG, Darabara MS, Papadimitriou G, Zinelis S. (2007). Galvanic corrosion of metal injection molded (MIM) and conventional brackets with nickel-titanium and copper nickel titanium archwires. Angle Orthod, 77(2); 355-360.
64. Smith JR. (1980). Mechanical and clinical properties of new orthodontic alloys. J Balt Coll Dent Surg, 34(2) : 1-3.

65. Smith-Silverstein T, Dotterud LK, Lund E. (1999). Nickel allergy and its relationship with local nickel pollution, ear piercing and atopic dermatitis: a population based study from Norway. J Am Acad Dermatol, 40:726-735.
66. Stark TM, Sinclair PM. (1987). The effect of pulsed electromagnetic fields on orthodontic tooth movement. Am J Orthod 91:91-104.
67. Tomadiki P, Koke U, Kern R, Erdinger L, Kruger H, Kohl A. (2000). Assessment of acute cyto- and genotoxicity of corrosion eluates obtained from orthodontic materials using monolayer cultures of immortalized human gingival keratinocytes. J Orofac Orthop, 61:2-19.
68. Walker MP, White RJ, Kula KS. (2005). Effect of prophylactic agents on the mechanical properties of nickel titanium based orthodontic wires. Am J Orthod Dentofac Orthop, 127(6); 662-668.
69. Watanabe I, Watanabe E. (2003). Surface changes induced by fluoride prophylactic agents on titanium based orthodontic wires. Am J Orthod Dentofac Orthop, 123(6):653-656.
70. Widu F, Drescher D, Junker R, Bourauel C. (1999). Corrosion and biocompatibility of orthodontic wires. J Mater Sci Mater Med, 10:275-281.
71. Xiaoji L, Jianqiu W, En-Hou H, Wei K. (2007). Influence of fluoride and chloride on corrosion behavior of orthodontic wires. Acta Biomaterialia, 3:807-815.
72. Yokoyama K, Hamada K, Asaoka K. (2001). Fracture analysis of hydrogen charged nickel-titanium superelastic alloy. Mater Transa 42: 141-144.
73. Yokoyama K, Kaneko K, Miyamoto Y, Asaoka K, Sakai J, Nagumo M. (2004). Fracture associated with hydrogen absorption of sustained tensile

loaded titanium in acid and neutral fluoride solutions. J Biomed Mater Res A, 68; 150-158.

74. Yokoyama K, Kaneko K, Moriyama K, Asaoka K, Sakai J, Nagumo M. (2004). Degradation in performance of orthodontic wires caused by hydrogen absorption during short term immersion in 2.0% acidulated phosphate fluoride solution. Angle Orthod 74:487-495.
75. Yokoyama K, Kaneko K, Moriyama K, Asaoka K, Sakai J, Nagumo M. (2003). Hydrogen embrittlement of NiTi superelastic alloy in fluoride solutions. J Biomed Mater Res A, 65:182-187.