

Université de Montréal

Fils orthodontiques esthétiques :
résistance en fatigue et résistance de la coloration.

Par

Julie Caron

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

Janvier 2004



© Julie Caron, 2004

WU

5

U58

2004

v. 002

Direction des bibliothèques

AVIS

L'auteur a autorisé l'Université de Montréal à reproduire et diffuser, en totalité ou en partie, par quelque moyen que ce soit et sur quelque support que ce soit, et exclusivement à des fins non lucratives d'enseignement et de recherche, des copies de ce mémoire ou de cette thèse.

L'auteur et les coauteurs le cas échéant conservent la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent ce document. Ni la thèse ou le mémoire, ni des extraits substantiels de ce document, ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans l'autorisation de l'auteur.

Afin de se conformer à la Loi canadienne sur la protection des renseignements personnels, quelques formulaires secondaires, coordonnées ou signatures intégrées au texte ont pu être enlevés de ce document. Bien que cela ait pu affecter la pagination, il n'y a aucun contenu manquant.

NOTICE

The author of this thesis or dissertation has granted a nonexclusive license allowing Université de Montréal to reproduce and publish the document, in part or in whole, and in any format, solely for noncommercial educational and research purposes.

The author and co-authors if applicable retain copyright ownership and moral rights in this document. Neither the whole thesis or dissertation, nor substantial extracts from it, may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms, contact information or signatures may have been removed from the document. While this may affect the document page count, it does not represent any loss of content from the document.

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Le présent mémoire, intitulé :
Fils orthodontiques esthétiques :
résistance en fatigue et résistance de la coloration.

Présenté par :

Julie Caron

A été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Docteur Claude remise _____
Docteur Daniel Fortin _____
Docteur Daniel Kandelman _____
Docteur Réjean Labrie _____

Mémoire accepté le : _____



RESUME

La présente étude a pour objectif de comparer *in vitro* la résistance en fatigue ainsi que la résistance de la coloration des fils esthétiques présentement en vente sur le marché et de leurs homologues standards suite à un test de cyclage menant à la rupture. Quinze fils nickel-titane de grosseurs 0,016", 0,018", 0,016x0,022" et 0,018x0,024" esthétiques et/ou standards des compagnies GAC, G&H, Cerum, Masel et Forestadent ont été testés. Le montage en fatigue était constitué de deux boîtiers parallèles séparés d'une distance de 13,5 mm où les fils subissaient des déflexions de 2 mm à une vitesse de 450 mm/min. Après 2000 déflexions, les fils étaient observés macroscopiquement ainsi que sous microscope électronique JSM-6460LV. Trois types de tests statistiques ($p < 0,01$) ont été utilisés : *two-sample t test* pour comparer la force d'activation des fils esthétiques et standards, *one-way ANOVA* pour comparer les fils esthétiques entre eux et *Kruskal-Wallis one-way* pour évaluer l'état de la coloration. Les résultats permirent de conclure que les meilleurs fils esthétiques pouvant remplacer adéquatement un fil 0,016" standard sont les fils 0,018" des compagnies Cerum et G&H, tandis que les meilleurs fils esthétiques pouvant remplacer adéquatement un fil 0,016x0,022" standard sont les fils 0,018x0,024" de la compagnie Forestadent. Cliniquement, si des fils esthétiques d'une taille supérieure à celle des fils standards normalement utilisés en bouche par les orthodontistes sont employés, les fils esthétiques de toutes les compagnies sont acceptables.

De plus, une nouvelle technique de coloration du titane, la polarisation en courant ac, a été testée sur des fils 0,016" et 0,016x0,022" en TMA. Différentes colorations ont été obtenues, mais aucune n'est intéressante en orthodontie.

Mots clés : fils, nickel-titane, esthétiques, fatigue, résistance, coloration.

ABSTRACT

The objective of the present study was to compare *in vitro* the fatigue behavior and resistance of the colored coating of currently available cosmetic wires and their standard equivalent submitted to a three-point bending test, under cyclic loading conditions, until wire fracture. Fifteen nickel-titanium wires of 0.016", 0.018", 0.016x0.022" and 0.018x0.024" diameter from GAC, G&H, Cerum, Masel and Forestadent were tested. The fatigue testing set-up consisted of two brackets placed parallel to each other and separated by a distance of 13.5 mm. The wires mounted on this set-up were subjected to 2 mm deflections at a speed of 450 mm/min. Following 2000 deflections, the wires were observed macroscopically as well as microscopically under an electron microscope JSM-6460LV. Three types of statistical tests ($p < 0.01$) were used: the *two-sample t-test* to compare the force of activation of the cosmetic wires and standards, the *One-way ANOVA* to compare the cosmetic wires to each other and the *Kruskal-Wallis one-way* to evaluate the state of the coloration. Our results indicate that the best cosmetic wires that could adequately replace a standard 0.016" wire were the 0.018" wires from Cerum and G&H; whereas the best cosmetic wires that could adequately replace a standard 0.016x0.022" wire were the 0.018x0.024" wires from Forestadent. Clinically, all cosmetic wires currently available would be acceptable if the orthodontist were to use a cosmetic wire one dimension larger than the standard wire that would have been chosen routinely.

Subsequently, a new titanium coloration technique, AC current polarization, was tested on a 0.016" and a 0.016x0.022" dimension TMA wire. Different colorations were obtained, but none was suitable for orthodontic application.

Key words: wire, nickel-titanium, cosmetic, fatigue, coloration.

TABLE DES MATIERES

RESUME	III
ABSTRACT	IV
LISTE DES TABLEAUX	IX
LISTE DES FIGURES	XI
LISTE DE SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XVI
LISTE DES DEFINITIONS	XVIII
REMERCIEMENTS	XXI
DÉDICACE	XXIII
1. INTRODUCTION	1
2. REVUE DE LA LITTÉRATURE	4
2.1 MOUVEMENTS DENTAIREs	5
2.1.1 L'intensité de la force	6
2.1.2 Les types de forces	7
2.2 PHASES DE TRAITEMENT EN ORTHODONTIE	8
2.3 TYPES DE FILS DISPONIBLES	9
2.3.1 Acier inoxydable	9
2.3.2 Acier inoxydable multibrins	11
2.3.3 Nitinol (nickel-titane de première génération)	12
2.3.4 Nickel-titane chinois (nickel-titane de deuxième génération)	13
2.3.5 Nickel-titane japonais (nickel-titane de troisième génération)	14
2.3.6 Copper NiTi	16
2.3.7 Bêta-titane	17
2.4 TEST DE FATIGUE	18
2.5 CHOIX DES FILS	20

2.6 ORTHODONTIE ESTHETIQUE	21
2.6.1 Optiflex	22
2.6.2 Fils FRP	24
2.6.3 Fibres de céramique incrustées dans une matrice polymérique	26
2.6.4 Composite FRC	28
2.6.5 Système orthodontique esthétique	29
2.6.6 Invisalign	32
2.6.7 Orthodontie linguale	35
2.7 TECHNIQUES DE COLORATION	38
2.7.1 Implantation ionique par technique de plasma	38
2.7.2 Coloration du titane par oxydation	40
3. OBJECTIFS DE L'ÉTUDE	42
4. TECHNIQUES EXPÉRIMENTALES	44
<i>- PARTIE 1 : Fils esthétiques présents sur le marché</i>	
4.1 MATÉRIEL ET MÉTHODE EN FATIGUE	45
4.1.1 Les spécimens	45
4.1.2 Montage du test de fatigue	46
4.1.3 Environnement des tests de fatigue	50
4.2 PREMIÈRE SÉRIE DE TESTS : FATIGUE	51
4.2.1 Système d'acquisition des données	51
4.2.2 Analyse statistiques des résultats	51
4.3 DEUXIÈME SÉRIE DE TESTS : RÉSISTANCE DE LA COLORATION.	52
4.3.1 Système d'acquisition des données	52
4.3.2 Analyse statistiques des résultats	53
4.4 MANIPULATIONS POUR LES TESTS DE FATIGUE	54
4.4.1 Préparation initiale	55
4.4.2 Préparation des spécimens	55
4.4.3 Préparation des blocs	56
4.4.4 Mise en place des fils	56
4.4.5 Exécution des tests pour les cycles un et 2000	57
4.4.6 Exécution des tests de cyclage	58
4.5 MANIPULATIONS POUR LES OBSERVATIONS SEM	59
4.5.1 Obtention des échantillons	59
4.5.2 Observations SEM	60

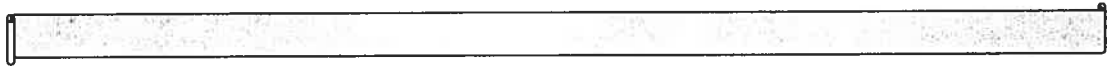
4.6 SOURCES D'ERREURS	60
- PARTIE 2 : Technique de coloration expérimentale	
4.7 MATÉRIEL ET MÉTHODE POUR LA COLORATION	61
4.7.1 Les spécimens	61
4.7.2 Montage du test de coloration	62
4.8 TESTS DE COLORATION EXPÉRIMENTALE	63
4.8.1 Système d'acquisition des données	63
4.8.2 Analyse des résultats	63
4.9 MANIPULATIONS POUR LES TESTS DE COLORATION	63
4.9.1 Préparation des spécimens	63
4.9.2 Coloration des spécimens	64
4.10 MANIPULATIONS POUR LES OBSERVATIONS SEM	65
4.10.1 Obtention des échantillons	65
4.10.2 Observations SEM	65
4.11 SOURCES D'ERREURS	66
5. RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX	67
- PARTIE 1 : Fils esthétiques présents sur le marché	
5.1 FORCE D'ACTIVATION EN FLEXION	68
5.2 NOMBRE DE CYCLES A LA RUPTURE	75
5.3 RESISTANCE DE LA COLORATION DES FILS ESTHETIQUES	81
5.3.1 Observations macroscopiques	81
5.3.2 Observations au microscope électronique	82
- PARTIE 2 : Technique de coloration expérimentale	
5.4 COLORATION EXPERIMENTALE	92
6. DISCUSSION DES RÉSULTATS	97
- PARTIE 1 : Fils esthétiques présents sur le marché	
6.1 PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES	99
6.1.1 Première déflexion	99
6.1.2 2000 ^e déflexion	100
6.1.3 Nombre de cycles à la rupture	102
6.1.4 Résistance de la coloration des fils esthétiques	105

6.1.5	Couleurs des fils esthétiques	106
6.1.6	Prix des fils esthétiques	106
-	<i>PARTIE 2 : Technique de coloration expérimentale</i>	
6.2	COLORATION DES FILS EN TMA	107
7.	CONCLUSIONS	109
8.	BIBLIOGRAPHIE	115
9.	ANNEXES	XXIV
9.1	OBSERVATIONS SEM DES FILS 0,018" ET 0,018X0,022" ESTHETIQUES.	XXV

LISTE DES TABLEAUX

Tableau I : Force optimale pour différents mouvements dentaires.	7
Tableau II : Fils utilisés en fonction de la phase de traitement.	21
Tableau III : Différents fils nickel-titane testés.	46
Tableau IV : Composition de la salive artificielle.	51
Tableau V : Composition des fils orthodontiques contenant du titane.	62
Tableau VI : Forces d'activation en Newtons (N) et déviations standards des différents fils ronds et rectangulaires, standards (S) et esthétiques (E), lors de la première déflexion de 2 mm.	69
Tableau VII : Comparaison de la force de déflexion entre les fils ronds standards (S) et esthétiques (E) au 2000 ^e cycle.	70
Tableau VIII : Comparaison de la force de déflexion entre les fils rectangulaires standards (S) et esthétiques (E) au 2000 ^e cycle.	71
Tableau IX : Résultats des comparaisons multiples du test <i>Tukey HDS</i> pour la force de déflexion (N) sur 2 mm au cycle 2000 des fils 0,016" esthétiques.	73
Tableau X : Résultats des comparaisons multiples du test <i>Tukey HDS</i> pour la force de déflexion (N) sur 2 mm au cycle 2000 des fils 0,018" esthétiques.	73
Tableau XI : Résultats des comparaisons multiples du test <i>Tukey HDS</i> pour la force de déflexion (N) sur 2 mm au cycle 2000 des fils 0,016x0,022" esthétiques. .	74
Tableau XII : Résultats des comparaisons multiples du test <i>Tukey HDS</i> pour la force de déflexion (N) sur 2 mm au cycle 2000 des fils 0,018x0,024" esthétiques. .	74
Tableau XIII : Comparaison du nombre de cycles à la rupture entre les fils ronds standards (S) et esthétiques (E).	76
Tableau XIV : Comparaison du nombre de cycles à la rupture entre les fils rectangulaires standards et esthétiques.	77
Tableau XV : Résultats des comparaisons multiples du test <i>Tukey HDS</i> pour le nombre de cycles à la rupture des fils 0,016" esthétiques.	78

Tableau XVI : Résultats des comparaisons multiples du test <i>Tukey HDS</i> pour le nombre de cycles à la rupture des fils 0,018" esthétiques.	79
Tableau XVII : Résultats des comparaisons multiples du test <i>Tukey HDS</i> pour le nombre de cycles à la rupture des fils 0,016x0,022" esthétiques.	80
Tableau XVIII : Résultats des comparaisons multiples du test <i>Tukey HDS</i> pour le nombre de cycles à la rupture des fils 0,018x0,024" esthétiques.	80
Tableau XIX : État de la résistance de la coloration des fils esthétiques ronds suite à un cyclage de 2000 déflexions de 2 mm chacune. Plus le chiffre du fil est élevé, plus la coloration du fil est abîmée par le cyclage.	81
Tableau XX : État de la résistance de la coloration des fils esthétiques rectangulaires suite à un cyclage de 2000 déflexions de 2 mm chacune. Plus le chiffre du fil est élevé, plus la coloration du fil est abîmée par le cyclage.	82
Tableau XXI : Paramètres utilisés pour la coloration des fils en TMA, température constante à 25 °C et temps de coloration constant à 10 secondes.	93
Tableau XXII : Comparaison entre les prix en dollars canadiens pour les fils standards et esthétiques des différentes compagnies étudiées.	106



LISTE DE FIGURES

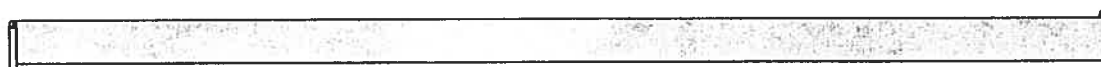
Figure 2.1 : Courbe contrainte/déformation de l'acier inoxydable.	10
Figure 2.2 : Courbe contrainte/déformation d'un fil acier inoxydable multibrins..	11
Figure 2.3 : Courbes d'activation et de désactivation pour le Nitinol.	13
Figure 2.4 : Comparaison des courbes contrainte/déformation des fils acier inoxydable, Nitinol et nickel-titane chinois de diamètre 0.016".	14
Figure 2.5 : Courbes contrainte/déformation obtenues lors d'un test de flexion en trois points pour le chrome-cobalt, l'acier inoxydable, le Nitinol et le nickel-titane japonais.	15
Figure 2.6 : Courbe de Wöhler comparant la résistance à la fatigue des fils 0,016" en nickel-titane (AOT et DNT), en titane-molybdène (TMA) et en acier inoxydable (HIT).	20
Figure 2.7 : Bagues orthodontiques.	22
Figure 2.8 : Boîtiers standards.	22
Figure 2.9 : Boîtiers esthétiques.	22
Figure 2.10 : Comparaison entre un fil FRP à l'arcade supérieure et un fil standard en chrome-cobalt à l'arcade inférieure.	24
Figure 2.11 : Courbes force/déflexion de différents fils orthodontiques : a) PMMA, b) Nickel-titane, c) FRP (fraction volumique 29%), d) FRP (60%), e) Co-Cr.	25
Figure 2.12 : Morphologie de la section transversale de deux fils de même diamètre, mais dont la fraction volumique du renforcement est différente: 54 à gauche et 60 à droite.	26
Figure 2.13 : Comparaison du module d'élasticité de quatre fils composites différents. Les modules d'élasticité des fils en nickel-titane et TMA sont superposés pour fin de comparaison.	27

Figure 2.14 : Comparaison de la moyenne des coefficients de friction cinétique des fils en parylène C-composite recouvert (CC), composite non recouvert (UC), acier inoxydable (SS), bêta-titane (β -Ti) et nickel titane (NiTi) contre des boîtiers en SS, alumine polycrystalline (PCA) et alumine single-crystal (SC).	27
Figure 2.15 : Observation sous microscopie électronique de fils C59 recouverts a) et b) et non recouvert c.	28
Figure 2.16 : Barres de composite renforcées de fibres avec des tubes et des crochets collés directement sur les barres. A, Barre passive; B et C, Barres actives.	29
Figure 2.17 : a) Coupe transversale du fil en forme de « T ». b) Boîtier en forme de « C ». c) Fil engagé dans le boîtier.	30
Figure 2.18 : Test de fatigue en trois point du fil en polymère comparé à un fil en acier inoxydable, un elgiloy rouge et un Nitinol.	31
Figure 2.19 : Système de gouttières Invisalign.	32
Figure 2.20 : Orthodontie linguale.	35
Figure 2.21 : Chambre sous vide dans laquelle des ions gazeux sont accéléré à un haut niveau d'énergie dans un fil.	39
Figure 2.22 : Coloration des fils TMA par implantation ionique.	39
Figure 2.23 : Coefficients de friction (μ) en milieu sec du TMA coloré, du TMA non-traité (TMA_n), de l'acier inoxydable et du TMA à basse friction (TMA_{LF}).	40
Figure 4.1 : Support pour les fils ronds.	47
Figure 4.2 : Support pour les fils rectangulaires.	48
Figure 4.3 : Tige mobile en acier inoxydable.	49
Figure 4.4 : Microscope électronique de marque JSM-6460LV.	53
Figure 4.5 : Ensemble du montage comprenant le bassin de tests, la machine de test Instron 4201 et la console de tests Instron.	54
Figure 4.6 : Ensemble du montage pour les tests de coloration comprenant la cellule électrochimique à un seul compartiment, l'agitateur magnétique, la source de courant ac et le voltmètre.	64
Figure 5.1 : Force de déflexion sur 2 mm au cycle 2000 des fils esthétiques 0,016", colonnes rayées, esthétiques 0,018", colonnes pleines, et 0,016" standards, colonnes grises.	73

Figure 5.2 : Force de déflexion sur 2 mm au cycle 2000 des fils esthétiques 0,016x0,022", colonnes quadrillées, esthétiques 0,018x0,024", colonnes pleines, et 0,016x0,022" standards, colonnes grises.	75
Figure 5.3 : Nombre de cycles à la rupture des fils esthétiques 0,016", colonnes rayées, esthétiques 0,018", colonnes pleines, et 0,016" standards, colonnes grises.	79
Figure 5.4 : Nombre de cycles à la rupture des fils esthétiques 0,016x0,022", colonnes quadrillées, esthétiques 0,018x0,024", colonnes pleines, et 0,016x0,022" standards, colonnes grises.	80
Figure 5.5 : Fils 0,016" de Cerum à 33X standard a) avant b) après cyclage et esthétique c) avant et d) après cyclage.	83
Figure 5.6 : Fils 0,016" de Cerum à 180X avant cyclage a) standard b) esthétique et après cyclage c) standard d) esthétique.	83
Figure 5.7 : Fils 0,016" de G&H à 33X standard a)avant b) après cyclage et esthétique c) avant et d) après cyclage.	84
Figure 5.8 : Fils 0,016" de G&H à 180X avant cyclage a) standard b) esthétique et après cyclage c) standard d) esthétique.	84
Figure 5.9 : Fils 0,016" de GAC à 33X standard a)avant b) après cyclage et esthétique c) avant et d) après cyclage.	85
Figure 5.10 : Fils 0,016" de GAC à 180X avant cyclage a) standard b) esthétique et après cyclage c) standard d) esthétique.	85
Figure 5.11 : Fils 0,016" de Masel à 33X standard a)avant b) après cyclage et esthétique c) avant et d) après cyclage.	86
Figure 5.12 : Fils 0,016" de Masel à 180X avant cyclage a) standard b) esthétique et après cyclage c) standard d) esthétique.	86
Figure 5.13 : Fils de Forestadent à 33X standard 0,016" a)avant b) après cyclage et esthétiques 0,018" c) avant et d) après cyclage.	87
Figure 5.14 : Fils de Forestadent à 180X avant cyclage a) standard 0,016" b) esthétique 0,018" et après cyclage c) standard 0,016" d) esthétique 0,018".	87
Figure 5.15 : Fils 0,016x0,022" de Cerum à 33X standard a) avant b) après cyclage et esthétique c) avant et d) après cyclage.	88

Figure 5.16 : Fils 0,016x0,022" de Cerum à 180X avant cyclage a) standard b) esthétique et après cyclage c) standard d) esthétique.	88
Figure 5.17 : Fils 0,016x0,022" de G&H à 33X standard a) avant b) après cyclage et esthétique c) avant et d) après cyclage.	89
Figure 5.18 : Fils 0,016x0,022" de G&H à 180X avant cyclage a) standard b) esthétique et après cyclage c) standard d) esthétique.	89
Figure 5.19 : Fils 0,016x0,022" de GAC à 33X standard a) avant b) après cyclage et esthétique c) avant et d) après cyclage.	90
Figure 5.20 : Fils 0,016x0,022" de GAC à 180X avant cyclage a) standard b) esthétique et après cyclage c) standard d) esthétique.	90
Figure 5.21 : Fils de Forestadent à 33X standard 0,016x0,022" a) avant b) après cyclage et esthétique 0,018x0,024" c) avant et d) après cyclage.	91
Figure 5.22 : Fils de Forestadent à 180X avant cyclage a) standard 0,016x0,022" b) esthétique 0,018x0,024" et après cyclage c) standard 0,016" d) esthétique 0,018". .	91
Figure 5.23 : Comparaison entre un fils esthétique 0,016x0,022 de la compagnie Cerum, à gauche, et la couleur obtenue pour les échantillons A) #1, A) #2, C) # 4 et D) # 37.	94
Figure 5.24 : Fils de Ormco 0,016" en TMA à 33X standard a) avant b) après cyclage et coloré expérimentalement c) avant et d) après cyclage.	95
Figure 5.25 : Fils de Ormco 0,016" en TMA à 180X avant cyclage a) standard b) coloré expérimentalement et après cyclage c) standard d) coloré expérimentalement.	95
Figure 5.26 : Fils de Ormco 0,016x0,022" en TMA à 33X standard a) avant b) après cyclage et coloré expérimentalement c) avant et d) après cyclage.	96
Figure 5.27 : Fils de Ormco 0,016x0,022" en TMA à 180X avant cyclage a) Standard b) coloré expérimentalement et après cyclage c) standard d) coloré expérimentalement.	96
Figure 9.1 : Fil 0,018" esthétique de Cerum 33X a) avant cyclage b) après cyclage et à 180X c) avant cyclage d) après cyclage.	XXIV
Figure 9.2 : Fil 0,018" esthétique de G&H 33X a) avant cyclage b) après cyclage et à 180X c) avant cyclage d) après cyclage.	XXV

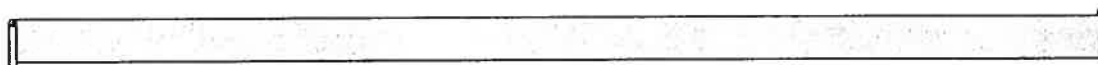
- Figure 9.3 :** Fil 0,018" esthétique de GAC 33X a) avant cyclage b) après cyclage et à 180X c) avant cyclage d) après cyclage.XXVI
- Figure 9.4 :** Fil 0,018" esthétique de Masel 33X a) avant cyclage b) après cyclage et à 180X c) avant cyclage d) après cyclage.XXVII
- Figure 9.5 :** Fil 0,018x0,024" esthétique de Cerum 33X a) avant cyclage b) après cyclage et à 180X c) avant cyclage d) après cyclage.XXVIII
- Figure 9.6 :** Fil 0,018x0,024" esthétique de G&H 33x a) avant cyclage b) après cyclage et à 180x c) avant cyclage d) après cyclage.XXIX



LISTE DES SIGLES ET ABREVIATIONS

"	Pouce (lorsqu'il suit un nombre)
A	Ampère
Ac	Courant alternatif
AJO	American Journal of Orthodontics
ANOVA	Analyse de variance
BAS	Bending Art System
°C	Degré Celcius
CLASS	Custom Lingual Appliance Set up Service
CPSA	Fibres de verre CaO-P ₂ O ₅ -SiO ₂ -Al ₂ O ₃
Copper NiTi [®]	Alliage en cuivre-nickel-titane, marque de commerce de la compagnie Ormco.
CuNiTi	Cuivre-nickel-titane.
DALI	Dessin de l'Arc Lingual Informatisé
FRC	Fiber Renforce Composite
FRP	Fiber Reinforce Polymer
g	Gramme
HSD	Honestly significant difference
HF	Acide fluorhydrique
JCO	Journal of Clinical Orthodontics
kN	KiloNewton
kV	Kilovolt
L	Litre
Lv	Low vacuum
mm	Millimètre
mm/min	Millimètre par minute
MΩ	Mégaohm

N	Newton
NH₄BF₄	Tétrafluoroborate d'ammonium
Nitinol[®]	Alliage de nickel-titane, marque de commerce de la compagnie 3M/Unitek.
p	Seuil de signification statistique
PMMA	Matrice de poly-méthyl-méthacrylate
SEM	Scanning electron microscopy
SIM	Stress Induced Martensite.
TARG 2	Torque Angulation Reference Guide
TMA[®]	Alliage de titane-molybdène, marque de commerce de la compagnie Ormco.
TTR	Temperature Transisional Range.
V_{AC}	Volts
V_f	Fraction volumique de renforcement.
W	Watts
Wt	Weight (poids)
33X	Grossissement 33 fois supérieur à l'original
180X	Grossissement 33 fois supérieur à l'original



LISTE DES DEFINITIONS

Brasage	Assemblage de métaux par brasure, c'est-à-dire procédé consistant à assembler des pièces métalliques à l'aide d'un métal d'apport fondu dont le point de fusion est inférieur à celui de ces pièces.
Contrainte	Distribution interne de la force par unité de surface.
Déformation	Changement de longueur par unité de longueur.
Déviatiion standard	Ecart-type.
Drawing	Procédé de formation qui est utilisé pour fabriquer les fils en métal. La déformation est obtenue en poussant le matériel à travers une matrice ainsi qu'en appliquant une force de tension à l'autre extrémité de la matrice.
Ductilité	Capacité d'un fil à supporter une déformation permanente sans se rompre lorsqu'il est soumis à une force de traction.
Dureté	Résistance d'un matériau à la pénétration de sa surface.
Ecrouissage	Opération consistant à travailler (en le frappant, laminant, étirant) un métal à une température inférieure à sa température de recuit afin d'améliorer certaines de ses caractéristiques.
Erreur de type I	Rejeter l'hypothèse nulle alors qu'elle est vraie dans la population, faux positif.

Limite élastique	Contrainte maximale qui peut être appliquée à un fil sans produire de déformation permanente.
Malléabilité	Capacité d'un fil à supporter une déformation permanente sans se rompre lorsqu'il est soumis à une force de compression.
Mégaohm	Indication de la résistance au passage d'un courant électrique.
Mémoire élastique	Quantité de déformation (retour) que le fil est capable de recouvrer suite au retrait de la charge appliquée.
Module d'élasticité	Rigidité de l'alliage.
Nanopure	Déionisée.
Passivation	Modification de la surface des métaux, qui les rend moins sensibles aux agents chimiques.
Platine platinisé	Méthode utilisée pour augmenter la surface d'une électrode en faisant une électrodéposition de platine sur du platine; cela crée des îlots de platine à la surface de la feuille de platine pour augmenter l'aire de surface. C'est un processus électrochimique réalisé dans une solution d'hexachloroplatinate d'hydrogène (H_2PtCl_6).
Photopultrusion	Voir pultrusion.
Pultrusion	Un procédé de fabrication de composants ayant une longueur continue et une coupe transversale de forme constante, comme les fils orthodontiques. Durant la production, des paquets de fibres continues sont imprégnées avec une résine polymérique, poussées dans une matrice de taille prédéterminée qui préforme le composite pendant que le ratio résine/fibre est établi, et

passé ensuite dans une matrice de séchage qui donne une forme précise pendant que la résine sèche.

Résilience	Capacité de reprendre sa forme initiale après avoir été déformé.
Résistance ultime	Niveau de contrainte requis pour fracturer un fil.
Stœchiométrie	Étude des proportions suivant lesquelles les corps chimiques réagissent entre eux afin de donner des produits.
Stœchiométrique	Relatif à la stœchiométrie. Proportions stœchiométriques : proportions dans lesquelles doivent se trouver les réactants pour que la réaction soit totale. Dans le cas particulier du fil Nitinol, l'alliage original était stœchiométrique, c'est-à-dire ayant un rapport moléculaire de 1 pour 1 nickel/titane ce qui donne un rapport de poids de 55% nickel et 45% titane, mais l'alliage commercialisé aujourd'hui contient 52% de nickel, 45% de titane et 3% de cobalt.
TARG 2	Torque Angulation Reference Guide et 2 signifie qu'un pied à coulisse a été ajouté à l'appareil afin de prendre en considération l'épaisseur des dents.
Tenacité	Mesure de l'énergie pour fracturer un fil.
Two-sample t test	Test statistique utilisé pour tester l'hypothèse nulle que 2 groupes indépendants ont la même moyenne.
Zone plastique	Moment où le fil subit une déformation permanente sous l'action d'une charge.



REMERCIEMENTS

Docteur Remise, directeur de cette maîtrise, je tiens à vous remercier tout particulièrement d'avoir cru en moi dès mon entrée en orthodontie malgré mon jeune âge et ma courte expérience en bureau privé. Vous m'avez permis d'acquérir les bases d'une profession merveilleuse et maintenant je ne désire qu'en apprendre davantage afin d'être plus efficace et d'atteindre un niveau supérieur. Votre sens pratique et efficace de palier à toutes situations est admirable. Merci de m'avoir guidée dans ce projet.

Docteur Fortin, co-directeur de cette maîtrise, merci de m'avoir laissée envahir votre laboratoire de recherche pendant plusieurs soirs et fins de semaine afin de compléter mes tests interminables. Une chance que votre imagination est très fertile et que vous avez eu la brillante idée de trouver un moyen pour tester plusieurs fils à la fois, sinon, je serais encore au laboratoire! Un gros merci pour tous vos conseils.

Monsieur Pierre Rompré, merci pour votre aide essentielle lors de l'analyse statistique des résultats de cette étude. Votre disponibilité et vos connaissances précieuses ont permis de rendre moins ardue cette portion de mon projet.

Docteur Jean-Sébastien Bouchard, merci d'avoir eu la patience et d'avoir pris le temps de relire l'ensemble de mon étude afin que je puisse remettre un travail de qualité et bien structuré. Merci aussi pour tous les millions de petits détails que tu m'as aidé à améliorer.

Docteure Athena Papadakis, merci pour ton aide lors de la traduction en anglais des différentes parties de ma maîtrise : tu m'as beaucoup simplifié la vie. Ton dévouement et la qualité de ton travail sont remarquables.

Docteur Louis Dorval, merci pour l'excellente maîtrise que tu as produite. Elle a été une source d'inspiration majeure et très utile lors de la mise en oeuvre de ce projet.

Docteur Louis Cadotte, merci à toi aussi pour la qualité du travail que tu as fait dans la rédaction de ta maîtrise. Nos sujets s'entrecourent et j'ai pu me référer de nombreuses fois à ton travail.

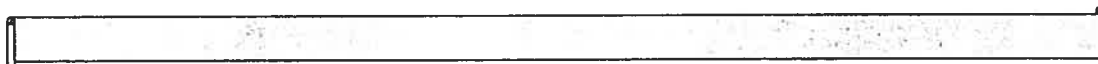
Monsieur Jean-François Doré, merci de t'être intéressé à mon projet et de m'avoir mis en contact avec deux chercheurs passionnés par la coloration du titane.

Monsieur Sylvain Bolduc, un gros merci pour avoir fait dévier ta maîtrise vers la mienne et t'être investi à fond dans la coloration des fils orthodontiques.

Professeur Grégory Jerkiewicz, merci d'avoir cru dans ce projet et d'avoir libéré votre étudiant chercheur afin qu'il travaille avec moi.

Docteur Daniel Kandelman et Docteur Réjean Labrie, merci d'avoir pris le temps de participer à la correction de ce mémoire de maîtrise. Ce geste fut grandement apprécié.

Un gros merci aux différentes **compagnies orthodontiques** qui ont contribué à mon projet soit en me fournissant gratuitement des échantillons ou du matériel orthodontique, soit en me fournissant des renseignements sur les différents fils esthétiques : monsieur Steve Bianchi pour la compagnie **Cerum**; monsieur Steve Novakowski pour la compagnie **GAC**; monsieur Sold pour la compagnie **Forestadent**; madame Louise De Sévigny pour la compagnie **G&H**; madame Joyce pour la compagnie **Masel**; monsieur Claude Saillant pour la compagnie **3M/Unitek**; monsieur Luc Pharand et monsieur Jean-Sébastien Grignon pour la compagnie **Ormco** et monsieur Peter Kouri pour la compagnie **TP Orthodontics**.



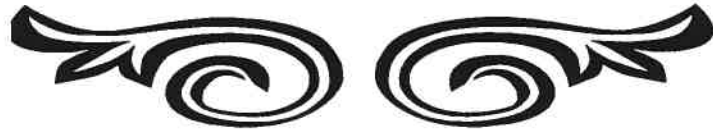
DEDICACE

À **Jean-Sébastien**, un homme exceptionnel qui m'a encouragé depuis le tout début à foncer dans cette aventure. Ton soutien et ton amour m'aident à traverser avec succès tous les obstacles qui sont sur mon chemin. Tu m'as permis de m'épanouir même pendant cette étape de ma vie qui demandait une masse de travail considérable. Encore merci. Je t'aime!

À **mes parents**, pour la confiance que vous avez toujours eue en moi et pour cet amour inconditionnel que vous me portez. Merci de m'avoir donné les bases nécessaires afin que je puisse avoir le monde entier à ma portée.

CHAPITRE PREMIER

INTRODUCTION



1. INTRODUCTION

L'espèce humaine a toujours été préoccupée par son apparence, aujourd'hui plus que jamais. Les sondages réalisés par Align Technology Inc. montrent qu'une personne jolie a plus de facilité à s'intégrer dans un groupe social, à trouver un emploi et à obtenir une promotion. Lors de la rencontre d'un nouvel individu, son allure générale est d'abord prise en considération, ensuite le visage attire particulièrement l'attention : les cheveux, les yeux, le sourire...

La raison première pour laquelle les gens consultent en orthodontie est de nature esthétique. La fonction masticatoire est bien loin au deuxième rang. De belles dents droites et blanches sont beaucoup plus plaisantes à observer que celles qui sont mal-positionnées, jaunes ou encore sur lesquelles il y a des composantes métalliques : restaurations en amalgame, crochets de prothèses partielles, boîtiers et fils orthodontiques.

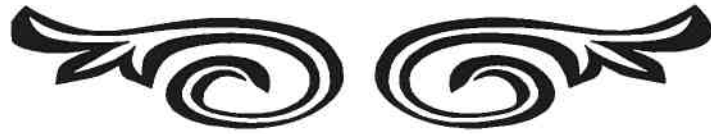
La performance mécanique des produits utilisés en orthodontie se situe présentement à un excellent niveau. Le nouvel objectif consiste donc à rendre ces produits tout aussi acceptables sur le plan esthétique. Ainsi, le marché compte désormais des boîtiers blancs ou transparents intéressants, mais les fils esthétiques ayant des propriétés mécaniques valables se font attendre.

Cette étude se penche donc sur la comparaison entre les fils esthétiques et les fils conventionnels vendus actuellement par les compagnies afin de déterminer où en est rendue la technologie. De plus, une nouvelle technique de coloration des alliages à base de titane, la polarisation en courant continu, sera investiguée. Les fils seront soumis à un test de fatigue en trois points en milieu humide et à température constante.

La fabrication de fils esthétiques dont les propriétés mécaniques sont équivalentes ou supérieures à celles des fils standards présentement utilisés serait un atout précieux en thérapeutique orthodontique. Les orthodontistes auraient alors la possibilité d'offrir à leurs patients des traitements beaucoup moins visibles, au grand bonheur de ces derniers, surtout sachant que les traitements durent en moyenne deux ans. L'augmentation de la clientèle adulte vient particulièrement souligner le besoin de traitements orthodontiques « invisibles » et relativement confortables.

CHAPITRE DEUXIEME

REVUE DE LITTERATURE



2. REVUE DE LITTERATURE

Le besoin de fils orthodontiques esthétiques est évident. Cependant, afin de réaliser la difficulté de créer des fils orthodontiques esthétiques, il est important de comprendre comment les mouvements dentaires sont physiologiquement produits. Par la suite, les fils actuellement à la disposition des orthodontistes pour produire ces mouvements seront décrits, de même que la façon de réaliser un test en fatigue, suivi par les différents systèmes esthétiques ayant existé ou existant encore sur le marché. Pour finir, les différentes techniques de coloration des fils orthodontiques publiées seront décrites, étant donné que les procédés des recherches actuellement en cours sont secrètement gardés.

Les trois premiers points mentionnés précédemment seront en partie puisés et modifiés, au besoin, des maîtrises de Dorval (2002) et de Cadotte (2001) ainsi que du recueil de biomécanique de Remise (2001) à cause du peu de nouveau développement dans la littérature. Cependant, tout ce qui concerne le développement esthétique est inédit.

2.1 Mouvements dentaires

Les mouvements dentaires orthodontiques surviennent suite à l'application d'une pression suffisamment prolongée sur une ou plusieurs dents pour qu'il y ait remodelage osseux. Cette réponse osseuse est transmise par l'intermédiaire du ligament parodontal, structure faite de fibres de collagène, de cellules mésenchymateuses, d'éléments sanguins et nerveux ainsi que de fluides tissulaires. De façon générale, la force nécessaire au mouvement dentaire provient de l'activation

d'un fil orthodontique, d'un ressort ou d'un élastique et elle est transmise aux dents par l'intermédiaire de boîtiers collés à la surface buccale ou linguale de chaque dent. Suite à l'application de la force, des réactions inflammatoires et des processus de réparation s'activent dans le parodonte de la dent subissant la force (Davidovitch, 1997). Deux théories ressortent parmi les autres : la théorie bioélectrique où les mouvements dentaires seraient produits suite à des signaux électriques générés lorsque l'os plie; et la théorie pression/tension où les mouvements dentaires feraient suite à la production de messagers chimiques induits par l'altération de la pression sanguine dans les vaisseaux sanguins du ligament parodontal. La réponse physiologique est principalement fonction de l'intensité et du type de force (Proffit et Fields, 2000; Graber et Vanarsdall, 2000).

2.1.1 L'intensité de la force

L'intensité de la force entraîne des changements dans la microcirculation du ligament parodontal pendant le mouvement dentaire. Une relation étroite existe entre l'intégrité vasculaire de la membrane parodontale et le type de résorption résultant d'une force appliquée (Gianelly, 1969).

L'application de forces "légères" (sous les 25 g /cm²) favorise une résorption directe ou frontale, qui consiste en une résorption de la plaque de l'os alvéolaire adjacent à la région de la membrane parodontale sous pression. Pour favoriser les mouvements orthodontiques, l'activité cellulaire doit être stimulée, tout en demeurant viable. Lorsque la compression tissulaire demeure sous les limites physiologiques, un remodelage de l'alvéole dentaire se produit, permettant des mouvements dentaires plus rapides, moins de dommages aux tissus parodontaux et moins d'inconfort et de douleur au patient. La résorption directe débute après quatre heures de pression continue (Gianelly, 1969; Goldman et Gianelly, 1972; Graber et Vanarsdall, 2000; Proffit et Fields, 2000).

L'application de forces "élevées" entraînera une résorption indirecte ou sous-minée (hyalinisation), sans résorption osseuse alvéolaire au site immédiat de pression. La

résorption se produit plutôt dans la moelle, près de la plaque alvéolaire, provoquant une nécrose des éléments cellulaires du ligament parodontal et une douleur plus importante au patient. L'efficacité du mouvement dentaire en est diminuée. La résorption sous-minée dure sept à quatorze jours (Proffit et Fields, 2000).

En orthodontie, l'objectif est donc de produire un mouvement dentaire par résorption frontale (Proffit et Fields, 2000). L'application de forces légères, entraînant un déplacement dentaire ne dépassant pas 1 mm par mois (Piette et Reychler, 1991), constituerait un idéal clinique (Davidovitch, 1997). Tableau I.

Tableau I: Force optimale pour différents mouvements dentaires.
Tiré et adapté de Proffit et Fields (2000).

Mouvements	Forces (g)
Intrusion	10-20
Bascule	35-60
Rotation	35-60
Extrusion	35-60
Mouvement de racine	50-100
Translation	70-120

2.1.2 Les types de forces

Les forces orthodontiques peuvent être continues ou intermittentes (Piette et Reychler, 1991; Graber et Vanarsdall, 2000). Certains auteurs préconisent l'emploi de forces continues légères pour un mouvement dentaire optimal (Burstone et al., 1961; Mitchell, 1996; Proffit et Fields, 2000), mais cet idéal semble inaccessible, puisqu'aucun système de forces ne peut demeurer continu à long terme.

Davidovitch (1997) affirme cependant que les forces orthodontiques ne doivent pas nécessairement être appliquées de façon continue pour produire des effets, parce qu'elles peuvent provoquer une résistance des cellules cibles et ralentir le

déplacement dentaire. L'application de forces de courte durée permettrait un déplacement efficace de la dent et une meilleure réorganisation des tissus parodontaux (Piette et Reyhler, 1991; Graber et Vanarsdall, 2000).

La connaissance des propriétés mécaniques des divers alliages orthodontiques devient donc primordiale pour choisir judicieusement le système pouvant développer des forces légères, qu'elles soient continues ou non, selon la situation donnée.

2.2 Phases de traitement en orthodontie

La complexité des traitements orthodontiques requiert des fils possédant des propriétés biomécaniques spécifiques selon les différentes étapes de la thérapeutique.

La première phase de traitement constitue l'alignement initial, au cours duquel les mouvements de premier ordre et le nivellement sont corrigés. Pour réaliser ces objectifs, le fil idéal devrait posséder les propriétés suivantes : résilience élevée, zone élastique large, module d'élasticité bas, limite élastique élevée et mémoire élastique forte.

La deuxième phase de traitement est plus longue que la première et touche de nombreux mouvements : verticaux, deuxième et troisième ordres et fermeture d'espace. Les fils utilisés devraient être suffisamment rigides et posséder les propriétés suivantes : module d'élasticité moyen, bonne formabilité, bonne mémoire élastique, taux de friction bas et être soudable.

La troisième phase est celle de finition. Elle peut être divisée en deux étapes :

A) Utilisation de fils très rigides afin de maintenir les résultats déjà obtenus et de permettre l'utilisation de mécaniques inter-arcades. Les propriétés suivantes sont

alors recherchées : module d'élasticité élevé, très bonne formabilité, être soudable et haute résistance à la fracture.

B) Parfois, des fils plus flexibles sont nécessaires en finition pour obtenir une intercuspitation idéale.

La quatrième et dernière phase est celle de la rétention. Les fils linguaux fixes sont régulièrement utilisés afin de limiter la récurrence. Ces fils peuvent être rigides ou souples, selon l'utilisation que l'orthodontiste veut en faire, mais doivent inévitablement être formables.

En plus, tout au long du traitement, chaque fil devrait aussi idéalement être biocompatible et esthétique. Les études sur les fils ont démontré que quatre points sont déterminants pour définir les propriétés de l'un d'eux :

- le matériau dont le fil est constitué;
- les dimensions de la coupe transversale du fil;
- les traitements de surface que le fil a reçus;
- la composition du fil : un brin versus plusieurs brins.

2.3 Types de fils disponibles

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.

2.3.1 Acier inoxydable

En 1929, l'acier inoxydable fut introduit en orthodontie sous sa forme austénitique. Les aciers inoxydables couramment utilisés en orthodontie présentent une structure cubique à face centrée et contiennent approximativement 73,8 % de fer, 18 % de

chrome, 8 % de nickel et moins de 0,2 % de carbone. On utilise l'appellation 18-8 quand on parle de l'acier inoxydable austénitique (Château, 1993; Proffit et Fields, 2000). Cet alliage demeure encore aujourd'hui la référence et le point de comparaison de tous les nouveaux types de fils. Plusieurs facteurs ont contribué à établir cette notoriété, entre autres son coût relativement bas, sa formabilité et la possibilité de le lier, par soudage autogène et brasage.

Sur une courbe contrainte/déformation, l'acier inoxydable est caractérisé par une pente abrupte, signe d'un module d'élasticité élevé et donc, d'un alliage rigide (figure 2.1). De plus, sa zone élastique est limitée, ce qui en fait un métal peu résilient. Pour de faibles déflexions, l'acier inoxydable produira de grandes forces durant une courte période de temps, le contraire des forces faibles recherchées. Il est donc particulièrement utile dans les derniers stades de traitement (Mitchell, 1996; Nikolai, 1997). 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.

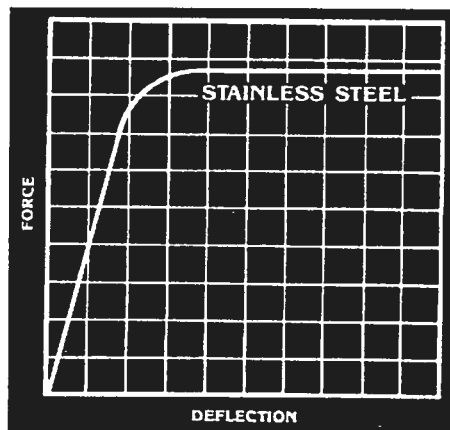


Figure 2.1 : Courbe contrainte/déformation de l'acier inoxydable. Tirée de Archwires, Ormco (1991).

Afin de diminuer la rigidité et le taux charge/déflexion élevé de l'acier inoxydable et ainsi, son niveau de force, il est possible d'utiliser:

- 1- Des fils de diamètres plus petits, ce qui a pour effet indésirable de moins bien remplir la lumière des boîtiers et de réduire le contrôle.

2- Des boucles permettant de diminuer le taux charge-déflexion, ce qui a pour conséquence d'augmenter le temps de travail à la chaise (durée des rendez-vous), la fréquence des changements de fils et l'inconfort du patient (Smith R.J., 1980).

2.3.2 Acier inoxydable multibrins

Une autre option permettant de diminuer la rigidité de l'acier inoxydable s'est matérialisée sous la forme d'un nouveau type de fil, l'acier inoxydable multibrins, développé lors de l'introduction de la technique du Twin Arch, dans les années 1930. Ces fils sont jusqu'à 11 fois plus flexibles que les aciers inoxydables contemporains (Château, 1993; Nikolai, 1997) (figure 2.2). Les fils ronds peuvent être torsadés ou co-axiaux (5 brins torsadés autour d'un brin axial), alors que les fils rectangulaires sont torsadés ou tressés (Château, 1993).

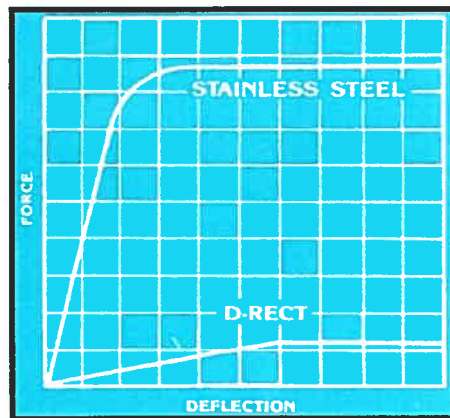


Figure 2.2 : Courbe contrainte/déformation d'un fil acier inoxydable multibrins. Tiré de Archwires, Ormco (1991).

Les fils multibrins, en raison de leur faible coefficient de rigidité, sont essentiellement employés pendant la phase initiale d'alignement. Cependant, dans les cas de chevauchement sévère où des déflexions importantes doivent être introduites dans le fil, ils peuvent se déformer de façon permanente. De plus, leur surface rugueuse les rend inefficaces lors de mouvements de glissement, en accentuant les forces de frottement entre le fil et les boîtiers (Château, 1993). Ces fils sont encore

fréquemment utilisés de nos jours, car ils sont relativement peu coûteux (Mitchell, 1996).

2.3.3 Nitinol (Nickel-titane de première génération)

Le Nitinol (3M/Unitek) fut le premier des alliages en nickel-titane à être introduit en orthodontie (Nikolai, 1997). Développé à l'origine pour le programme spatial, Andreasen et Hilleman (1971) furent les premiers à exploiter le potentiel de ce fil en orthodontie. C'est un alliage stœchiométrique issu des recherches de Buehler sur les alliages à mémoire de forme en nickel-titane, au début des années 1960 (Hurst et al., 1990; Burstone et al., 1985). L'alliage original contenait 55 % de nickel et 45 % de titane (Lopez et al., 1979).

La popularité de ce fil provient principalement de ses propriétés mécaniques, et non de ses caractéristiques thermiques (Burstone et al., 1988). En fait, son attrait majeur est une caractéristique inhérente à tous les alliages nickel-titane, soit un module d'élasticité environ quatre fois inférieur à celui de l'acier inoxydable et deux fois inférieur à celui du bêta-titane, ainsi qu'une bonne mémoire élastique. Seule sa grande flexibilité, donc sa faible force transmise par unité d'activation (1/5 à 1/6 de celle de l'acier inoxydable), est mise à profit. Ces propriétés permettent à l'orthodontiste 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 et al., 1988).

Le Nitinol ne possède pas de mémoire de forme ou de superélasticité à cause de son procédé de fabrication : l'érouissage (Miura et al., 1986). La courbe contrainte/déformation (figure 2.3) démontre clairement l'absence des plateaux typiques de la superplasticité.

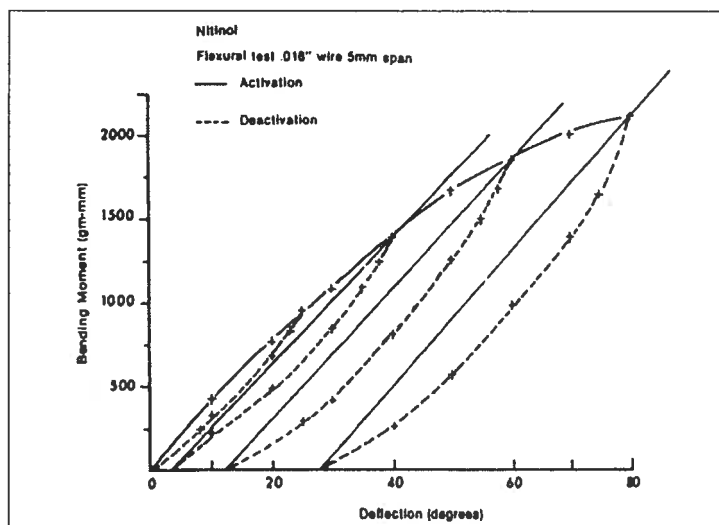


Figure 2.3 : Courbes d'activation et de désactivation pour le Nitinol.
Tiré de Burstone et al. (1985).

Dans le milieu des années 1980, deux nouvelles générations d'alliages superélastiques furent introduites en orthodontie: le NiTi chinois par Burstone et al. (1985) et le NiTi japonais par Miura et al.(1986).

2.3.4 Nickel-titane chinois (Nickel-titane de deuxième génération)

Le fil nickel-titane chinois fut développé sous la direction du Dr T.H. Cheng, de l'Institut Général de Recherches sur les métaux non ferreux de Beijing (Burstone et al., 1985; Mills, 1987). Il diffère significativement du Nitinol par son faible écrouissage et par sa phase mère, l'austénite, rendant ses propriétés supérieures à celles du Nitinol (le procédé précis de fabrication est conservé secret par la compagnie). Le fil nickel-titane chinois possède une température de transition plus basse que celle du Nitinol (Burstone et al., 1985). Il peut être fléchi 1,6 fois plus que le Nitinol et 4,4 fois plus que l'acier inoxydable dans un test en porte-à-faux (cantilever). Sa présentation initiale en phase austénitique et sa TTR ("temperature transitional range") basse lui confèrent la propriété de superélasticité, visible sur la courbe de contrainte/déformation, en plus d'une excellente mémoire élastique (figure 2.4).

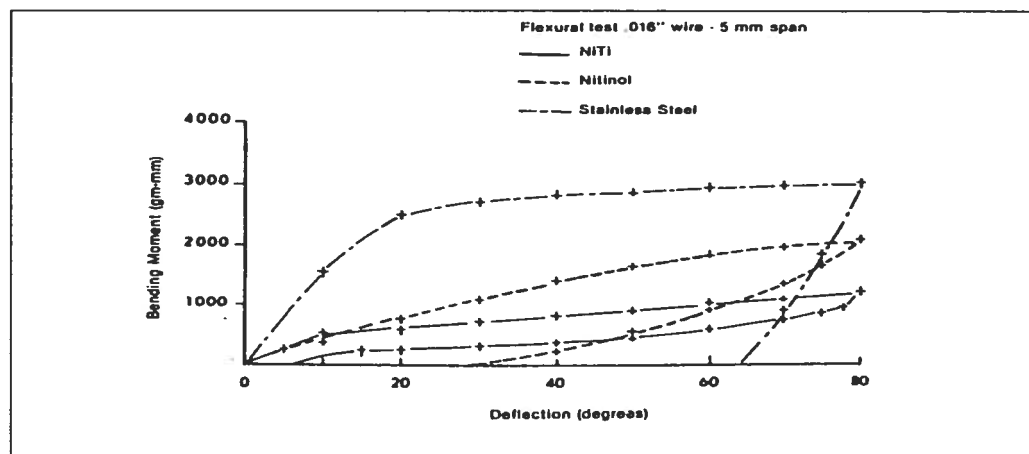


Figure 2.4 : Comparaison des courbes contrainte/déformation des fils acier inoxydable, Nitinol et nickel-titane chinois de diamètre 0,016". Tiré de Burstone et al. (1985).

Puisque la courbe n'est pas linéaire, le nickel-titane chinois produit une force faible et plus constante dans la zone moyenne de désactivation. Lors de fortes activations, la rigidité du fil nickel-titane chinois représente 7 % de celle de l'acier inoxydable et, lors de faibles activations, 28 %. Donc, la rigidité varie en fonction de la quantité d'activation, contrairement aux alliages antécédents et à leur courbe linéaire. Pour la même activation importante, sa rigidité est de 36 % celle du Nitinol. Il est donc utilisé pour ses propriétés superélastiques, sa faible rigidité et sa grande élasticité. (Burstone et al., 1985).

2.3.5 Nickel-titane japonais (Nickel-titane de troisième génération)

C'est à Miura et à son équipe que revient le mérite d'avoir développé un véritable fil à mémoire de forme avec un métallurgiste japonais de la Furukawa Electric Corporation, sous le nom d'alliage nickel-titane japonais. Cet alliage, composé de 50,4 % de nickel et 49,6 % de titane, regroupe toutes les propriétés précédemment décrites et recherchées pour les fils orthodontiques actuels : superélasticité, thermoélasticité et mémoire de forme, sans oublier les propriétés constantes de tous les alliages en nickel-titane, la mémoire élastique et la grande flexibilité (Ollu, 1992). Les niveaux de forces développés en phase de désactivation pour une déflexion de 1,5

mm varient selon les générations : première = 1200 g, deuxième = 700 g, troisième = 250 g.

La courbe contrainte/déformation du nickel-titane japonais est encore plus typique de la superélasticité : en désactivation, il délivre une force faible, à partir de 1,8 mm de déflexion, et une force constante, entre 1,8 mm et 0,2 mm de désactivation. La courbe redevient ensuite linéaire, en fin de désactivation (figure 2.5). Aucune déformation résiduelle n'est visible (Miura et al., 1986).

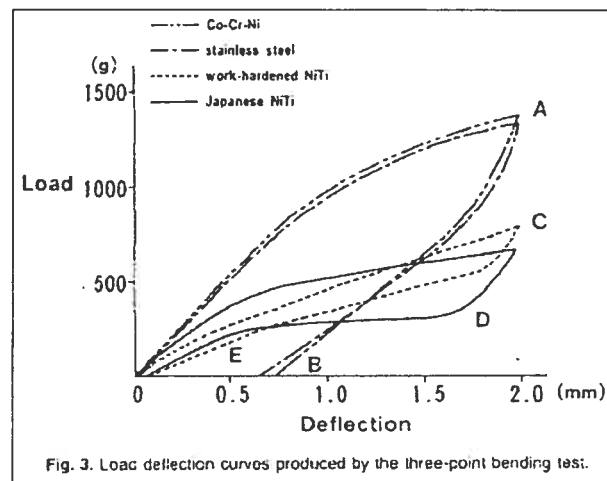


Figure 2.5 : Courbes contrainte/déformation obtenues lors d'un test de flexion en trois points pour le chrome-cobalt, l'acier inoxydable, le Nitinol et le nickel-titane japonais. Tiré de Miura et al. (1986).

Miura ne s'est pourtant pas contenté de concevoir ce véritable fil à mémoire de forme; en fait, il développa un fil capable de générer différents niveaux de forces, indépendamment de son diamètre (Jordan et al., 1997) Ainsi, depuis la commercialisation du nickel-titane japonais, en 1989, par la compagnie G.A.C., sous le nom de Sentalloy (rond) et Neo Sentalloy (rectangulaire), un fil est disponible en trois niveaux de forces pour un même diamètre. Le procédé de fabrication est simple : les fils doivent subir un traitement thermique à une température de 500°C pour une durée variant de 5 minutes à 2 heures (Miura, 1988). Ainsi, un fil Neo Sentalloy 0,016" x 0,022" Light développe une force de 80 g/cm, un fil Medium de 160 g/cm et un fil Heavy de 240 g/cm. Ce fil a une TTR située entre 25 et 30 °C (Ollu, 1992).

Il se rendit même encore plus loin en développant des fils à mémoire de forme capables de développer des forces différentes selon leur section (Jordan et al., 1997). Ainsi, 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 aucun traitement thermique additionnel. Les forces appliquées sur les dents varient donc selon leur surface radiculaire, de plus faibles en antérieur, 80 g, à plus fortes en postérieur, 280 g (Bioforce de GAC).

2.3.6 Copper NiTi

Introduit par la compagnie Ormco, au début des années 90, il fut conçu pour répondre à un besoin clinique bien spécifique : améliorer la précision de la TTR, fortement influencée par la composition et le procédé de fabrication des fils en nickel-titane. L'ajout de cuivre (5 %) au nickel (45,8 %), au titane (49,1 %) et au chrome (0,2 %) a permis de mieux contrôler la transformation structurale de type martensitique thermo-élastique des fils en nickel-titane, et d'obtenir une TTR précise dont l'écart est de ± 2 °C. (Jordan et al. 1997).

Les fils Copper NiTi exprimeraient également une force plus constante, une meilleure résistance à la déformation permanente et une hystérèse plus étroite entre les plateaux d'activation et de désactivation (Sachdeva, 1994). Pour répondre à diverses situations cliniques, la compagnie Ormco manufacture trois types de fils ayant des TTR différentes :

CuNiTi 27°C : Devient austénitique dès son insertion en bouche. Assez fort, donc réservé aux patients ayant un parodonte sain, et étant tolérants à la douleur.

CuNiTi 35 °C : TTR près de la température intra-orale. Cet alliage a un domaine d'activation élevé à la température de la pièce. Une fois exposé à la température intra-orale, la SIM (stress induced martensite) sera graduellement convertie en austénite, avec un retour vers la forme d'arcade initiale et, en même temps, une augmentation de

la force. Pratique pour les patients ayant une santé parodontale normale ou légèrement compromise. Utilisé judicieusement en demandant au patient de rincer avec de l'eau froide pour diminuer la force, s'il y a de la douleur par exemple, ou de rincer avec de l'eau chaude pour augmenter la force et ainsi « réactiver » le fil (Jordan et al., 1997).

CuNiTi 40°C : Rarement utilisé. TTR légèrement supérieure à la température intra-orale. Presque entièrement martensitique durant les applications cliniques. Il accepte les plis francs intra et extra-oralement plus facilement que les autres fils CuNiTi, tout en appliquant des forces remarquablement basses aux structures dento-alvéolaires. Il est donc recommandé dans le traitement des patients avec problèmes parodontaux. L'austénite se formera seulement lorsque la température s'élèvera au dessus des 40°C. Il est possible de prescrire aux patients de rincer à l'eau chaude pour augmenter temporairement la force et accélérer les mouvements. La basse rigidité du Copper NiTi 40°C peut aussi présenter l'inconvénient de ne pas permettre l'alignement dentaire complet. Un deuxième fil de diamètre plus important et plus rigide est généralement nécessaire (Santoro et al., 2001).

Bref, les fils en alliage nickel-titane à mémoire de forme sont excellents pour l'alignement et le nivellement initial, étant donné qu'ils peuvent transmettre des forces presque constantes pour d'importantes activations, sans déformation permanente. Cependant, dans certaines situations cliniques, ils présentent des désavantages, comme le manque de soudabilité et une pauvre malléabilité (McNamara et al., 1993). Ces inconvénients furent palliés par l'introduction d'un autre alliage, le bêta-titane.

2.3.7 Bêta-titane

Le bêta-titane fut popularisé comme alliage orthodontique au début des années 1980 (Goldberg et Burstone, 1979; Burstone et Goldberg, 1980). Il fut commercialisé par la compagnie Ormco, sous le nom de T.M.A. (Titanium-Molybdenum Alloy). Le but initial du développement de cet alliage était de remplacer l'acier inoxydable, afin de

simplifier le design des appareils orthodontiques, grâce à un taux force/déflexion bas favorisant des mouvements dentaires optimaux, avec des forces légères et continues.

Selon Burstone et Goldberg (1980), le fil en bêta-titane offre un équilibre unique de mémoire élastique élevée, de malléabilité et de soudabilité comparables à celles de l'acier inoxydable, tout en démontrant approximativement 40 % de sa rigidité. Il demeure toutefois fragile et de faible endurance dans les zones de pli. Son utilisation est indiquée dans une grande variété d'applications cliniques.

La caractérisation des propriétés mécaniques d'un fil orthodontique peut se faire en étudiant son comportement en traction, en flexion, en torsion, en déformation ou en fatigue. Ici, seule la fatigue sera décrite puisqu'il s'agit du test sur lequel les expérimentations de ce projet seront basées.

2.4 Test de fatigue

La fatigue est la tendance à la fracture sous des contraintes cycliques relativement faibles et inférieures à la limite élastique (Bathias et Baïlon, 1980; O'Brien et Ryge, 1982; [1] Loreille, 1988). La propriété des alliages à résister à la rupture par fatigue porte le nom d'endurance (Bathias et Baïlon, 1980; Murry, 1998).

L'endurance d'un fil orthodontique aux cycles de la mastication ou à sa manipulation par façonnage est une propriété essentielle pour éviter des complications désagréables dues aux bris prématurés comme : le changement nécessaire du fil, le temps requis pour le faire et le risque de blessure pour le patient (Drescher et al., 1994). En clinique, les fils en nickel-titane montrent parfois des fractures spontanées au site d'extraction ou dans l'espace inter-proximal des dents après seulement une brève période de temps en bouche ([1] Loreille, 1988; Mohlin et al., 1991; Drescher et al., 1994). La rupture par fatigue survient brusquement sans aucune modification macroscopique apparente de la pièce ([1] Loreille, 1988; Deblock et al., 1998).

Le développement de la rupture par fatigue se produit suite à l'application répétée de charges causant un glissement cristallographique et de l'écroutissage. On assiste à une déformation plastique ou à une réduction graduelle de la ductilité dans une région écaillée très localisée. Cette concentration de contrainte provoque la formation et l'amorçage de micro-fissures. Une propagation lente de(s) fissure(s) se produit. La fracture complète se produira quand la section restante de métal, affaiblie par le développement des fissures, ne peut plus endurer l'effort appliqué qui semble normal (O'Brien et Ryge, 1982; Murry, 1998).

La cassure d'un fil rompu par fatigue est composée généralement de deux zones distinctes : une zone lisse et une zone rugueuse. La zone lisse est la cassure par fatigue proprement dite, et la zone rugueuse est la cassure instantanée finale ([1] Loreille, 1988).

Le test en fatigue permet d'évaluer l'importance et/ou la qualité de résistance du fil, face à des sollicitations cycliques mécaniques simulant les mouvements de mastication, la déglutition et, à un niveau moindre, les manipulations orthodontiques (Deblock et al., 1998). En orthodontie, ce test ne fut utilisé que très rarement (Drescher et al., 1994; Deblock et al., 1998; Bernard, 1999; Cadotte, 2001). Il fut fait selon un test de flexion en trois points pas Drescher et al. (1994), Bernard (1999) et Cadotte (2001). L'objectif principal des deux premières études était les fils en nickel-titane, tandis que le troisième se penche plutôt sur les fils en TMA.

Le test en trois points de Drescher et al. (1994) permet de vérifier la résistance à long terme à la fracture de fils en nickel-titane en imitant les conditions buccales. Des fils en acier inoxydables et en TMA servirent de comparaison.

Les fils en nickel-titane ont permis des déflexions de plus grande amplitude que celles de l'acier inoxydable et du TMA sans déformations permanentes irréversibles. Leur limite élastique pouvait accepter de 2,2 à 5,0 mm de déflexion. Elle était de 1,2 mm pour le TMA et de 1,0 mm pour l'acier inoxydable.

A une déflexion de 1,0 mm, pour obtenir la fracture des fils après 105 cycles, la force variait de 1,2 à 3,1 N pour les fils 0,016" en nickel-titane alors qu'elle était de 3,8 N pour les fils 0,016" TMA. Quant à l'acier inoxydable, la force était de 4,4 N. Pour les fils de section 0,016x0,022", les résultats étaient deux fois supérieurs. En appliquant une charge supérieure, la majorité des fils ont rupturé plus rapidement entre 103 et 104 cycles. La courbe de Wöhler (figure 2.6) démontre que plus le niveau de contrainte diminue, plus le nombre de cycles nécessaires à la rupture augmente pour atteindre un plateau presque horizontal. Selon cette courbe, l'acier inoxydable et le TMA ont présenté une meilleure résistance à la fatigue que les fils en nickel-titane.

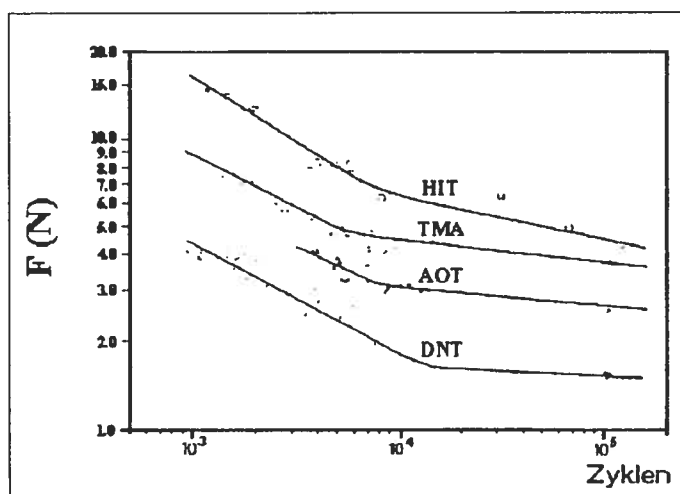


Figure 2.6 : Courbe de Wöhler comparant la résistance à la fatigue des fils 0,016" en nickel-titane (AOT et DNT), en titane-molybdène (TMA) et en acier inoxydable (HIT).
Tiré et adapté de Drescher et al. (1994).

2.5 Choix des fils

Le choix d'un fil dépend de trois points : la philosophie de traitement, la phase du traitement et la technique multi-attaches utilisée. Le premier détermine si des forces légères ou fortes seront employées pour effectuer les mouvements dentaires. Le deuxième dépend du mouvement à effectuer et le troisième peut nécessiter des fils particuliers en fonction du type d'attache utilisé. Tableau II.

Tableau II: Fils utilisés en fonction de la phase de traitement.
Adapté de McLaughlin et Bennett (1998), Bennett et Swartz (1999) et Bagden (2000).

Phase de traitement	Fils utilisés
1- Phase d'alignement et de nivellement	Acier inoxydable torsadé/ NiTi
2- Phase intermédiaire :	Acier inoxydable/ TMA/ NiTi
1- Fermeture des espaces	Acier inoxydable/ TMA
2- Phase de finition	
a) stabilisation	a) Acier inoxydable/ TMA
b) intercuspidation maximale	b) Acier inoxydable torsadé/ NiTi

Aujourd'hui, un critère de plus vient s'ajouter au choix des fils lors des traitements d'orthodontie : un fil standard gris métallique ou esthétique, c'est-à-dire de couleur semblable à celle de la dent. Les patients sont de plus en plus exigeants face à tout ce qui peut améliorer leur apparence et ce, même pendant leur traitement. Les compagnies orthodontiques tentent donc de tout faire pour répondre à cette nouvelle demande.

2.6 Orthodontie esthétique

L'évolution de l'apparence des appareils orthodontiques s'est dramatiquement améliorée au cours des dernières décennies. Au début, le choix du dessin des appareils venait uniquement de leur fonction; en aucun cas l'apparence était prise en considération. Avant les années 1970, les traitements étaient accomplis à l'aide de bagues métalliques cimentées sur chacune des dents (figure 2.7). Ceci diminuait l'esthétique énormément et nécessitait plus fréquemment l'extraction de dents lors du traitement à cause de l'espace requis pour la mise en place des bagues. Depuis, de nombreuses compagnies ont accentué leurs recherches en ce qui concerne l'esthétique en orthodontie. Tout d'abord, la fabrication d'adhésifs permettant de coller les boîtiers orthodontiques sur les dents a été un pas fait dans cette direction (figure 2.8). Ensuite, la propagation des boîtiers blancs et transparents a alimenté le désir des gens de voir les composantes de leurs appareils orthodontiques devenir « invisibles »

(figure 2.9). Aujourd'hui, plusieurs systèmes orthodontiques en partie ou complètement esthétiques ont vu le jour.

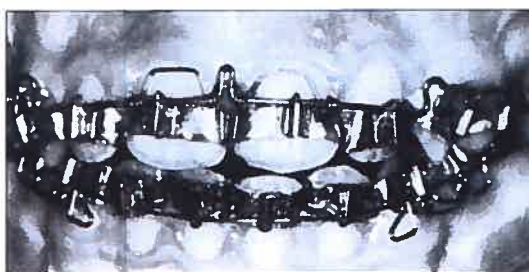


Figure 2.7: Bagues orthodontiques.



Figure 2.8: Boîtiers standards.

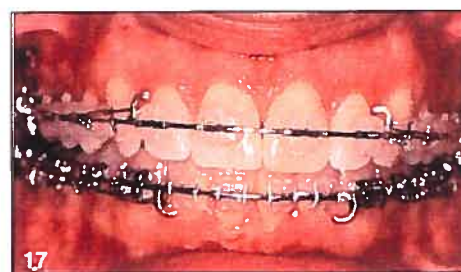


Figure 2.9: Boîtiers esthétiques.

À la fin des années 1990, les fils esthétiques présents sur le marché étaient des échecs. Certains fils étaient recouverts, enrobés afin de leur donner une couleur blanche. Ce revêtement ne résistait pas soit aux forces de la mastication, soit à l'activité enzymatique présente dans la cavité buccale, soit aux deux. Les principaux problèmes rencontrés étaient la fissure, l'égratignure et la rugosité du revêtement (Nikolai). D'autres fils étaient constitués de matériaux transparents. Ces fils étaient beaucoup plus esthétiques, mais leurs propriétés biomécaniques étaient pratiquement réduites à zéro. La littérature actuelle ne rapporte que très peu d'information sur les développements récents des nouveaux fils orthodontiques esthétiques. Ce qui en ressort principalement, c'est que le fil esthétique idéal n'a pas encore vu le jour, donc que la recherche dans ce domaine est très active, mais non encore prête à la publication.

2.6.1 *Optiflex*

En 1996, la compagnie Ormco a mis à la disposition des orthodontistes, pour la première fois dans l'histoire de la profession, un fil esthétique non-métallique appelé Optiflex. Ce fil était composé de trois épaisseurs : 1- un corps en dioxyde de silicone qui assure la force nécessaire pour bouger les dents; 2- une couche intermédiaire de résine de silicone qui augmente la force et qui protège le corps contre l'humidité et 3- un recouvrement extérieur de nylon qui augmente la force, prévient les dommages au fil, empêche la libération de petits fragments de fibres de verre et contribue à réduire la friction. Optiflex était offert en seulement deux grandeurs : 0,017" et 0,021". Il était esthétique, flexible, résistait aux taches et exerçait une force légère et continue sur les dents permettant de l'utiliser lors de l'alignement initial. Cependant, son emploi était limité à cause de la fracture possible du corps lorsqu'il était soumis à une force modérément importante. Il ne pouvait donc être utilisé lorsque :

- un chevauchement important était présent;
- des plis francs étaient requis;
- des ligatures métalliques allaient être utilisées;
- le cas présentait une arcade asymétrique;
- il devait y avoir un bon contrôle du torque;
- le traitement reposait sur une mécanique de glissement;
- l'hygiène orale était pauvre;
- la diète était très dure;
- la musculature était excessivement forte.

Ce fil devait aussi être manipulé avec soin sans utiliser d'instruments aiguisés. En plus, les patients étaient toujours déçus lorsque la phase utilisant des fils métalliques devait débiter. Optiflex ne passa pas l'épreuve du temps et fut retiré du marché en 1999.

2.6.2 Fils FRP

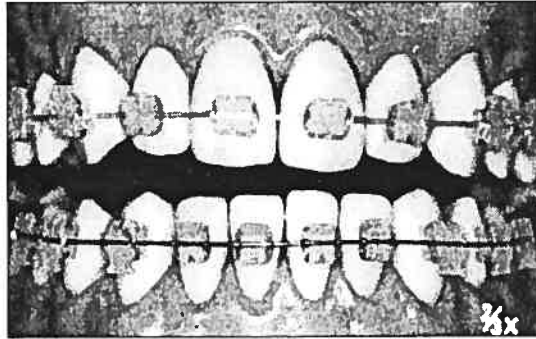


Figure 2.10 : Comparaison entre un fil FRP à l'arcade supérieure et un fil standard en chrome-cobalt à l'arcade inférieure. Tiré de Imai et al. (1998).

En 1999, Imai et al. publient les résultats de leur travaux sur les fils FRP, c'est-à-dire « fiber reinforced polymer » (figure 2.10). Ils mentionnent qu'il y a deux façons d'obtenir la structure d'un polymère renforcé avec des fibres :

- 1- une seule fibre avec un diamètre de corps relativement large ou
- 2- plusieurs fibres de petits diamètres collées les unes sur les autres longitudinalement.

Selon les auteurs, la deuxième possibilité est préférable puisqu'elle possède plusieurs facteurs permettant de contrôler les propriétés des fils. La composition des fils FRP réunit une combinaison de fibres de verre $\text{CaO-P}_2\text{O}_5\text{-SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3$ (CPSA) et une matrice de poly-méthyl-méthacrylate (PMMA) par un procédé de « hot drawing ». La surface des fils est traitée avec un agent couplant, le silane γ -méthacryloxy-propyl-triméthoxy, afin d'améliorer le lien adhésif à l'interface des fibres et de la matrice de polymère.

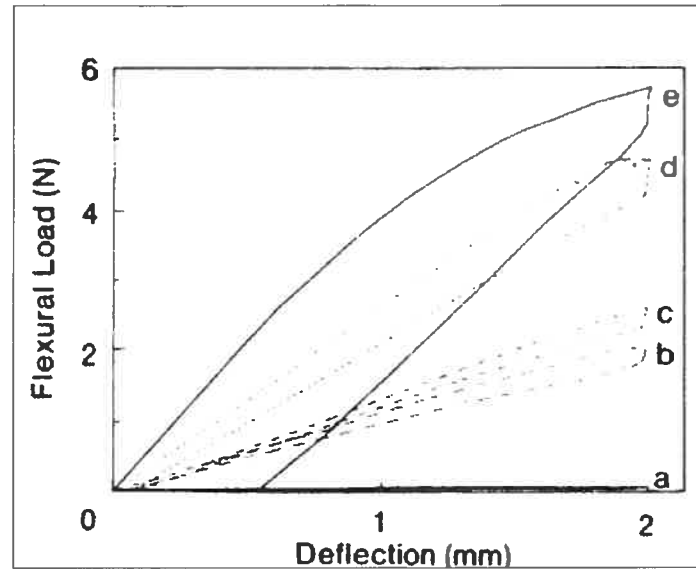


Figure 2.11 : Courbes force/déflexion de différents fils orthodontiques : a) PMMA, b) Nickel-titane c) FRP (fraction volumique 29 %), d) FRP (60 %), e) Chrome-cobalt. Tiré de Imai et al. (1998).

Les fils obtenus dans cette expérience sont caractérisés comme suit : le diamètre total d'un fil est de 0,5 mm, le diamètre des fibres de verre CPSA varie d'un fil à l'autre entre 8 et 20 μm et constituent 29 % à 60 % de la fraction volumique du fil. Les fibres de verre sont distribuées uniformément à l'intérieur de la matrice et elles sont toutes orientées unidirectionnellement, soit dans le sens de la longueur du fil. Les fils obtenus ont été soumis à un test de pliage en trois points afin d'évaluer leurs propriétés : ils sont esthétiques, biocompatibles et flexibles. Les courbes de force/déflexion (N/mm) obtenues sont similaires à celles des fils en nickel-titane lorsque la fraction volumique des fibres dans le fil est de 29 % et similaires à celles des fils en chrome-cobalt lorsque la fraction volumique des fibres est de 60 % (figure 2.11). Ceci vient montrer que le rapport force/déflexion varie en fonction de la fraction volumique des fibres à l'intérieur du fil plutôt que selon le diamètre des fibres. La force des fils FRP augmente en même temps que la fraction volumique des fibres augmente et les courbes montrent une bonne mémoire élastique des fils. Il serait donc possible de contrôler précisément le niveau de force d'un fil FRP en changeant la quantité de fibres à l'intérieur du fil tout en conservant le même diamètre de ce fil. Ces fils qui semblent si intéressants nécessitent cependant des examens supplémentaires avant d'être mis sur le marché.

2.6.3 Fibres de céramique incrustées dans une matrice polymérique

En 2000, Zufall et Kusy présentent une approche qui semble prometteuse, soit la réalisation de fils esthétiques à l'aide de composites qui sont composés de fibres de céramique incrustées dans une matrice polymérique (composée de 61 % weight (wt) de bisphenol-A diglycidyl methacrylate et de 39 % wt de triethylene glycol dimethacrylate) par un procédé de photopultrusion. Cette technique permet de varier les proportions de fibres et de matrice à l'intérieur d'un fil sans modifier la coupe transversale de ce fil (figure 2.12). Les fils ont été manufacturés avec dix niveaux de renforcement différents qui varient entre $V_f = 0,35$ et $0,70$.

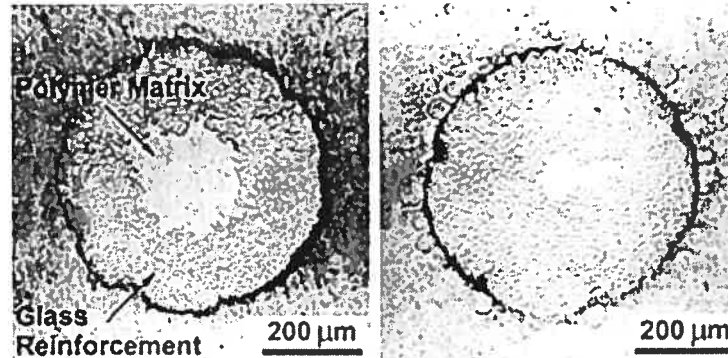


Figure 2.12: Morphologie de la section transversale de deux fils de même diamètre, mais dont la fraction volumique du renforcement est différente: 54 à gauche et 60 à droite.
Tiré de Zufall et al. (2000).

Certains tests biomécaniques ont démontré que ces fils sont élastiques et que leur résilience ainsi que leur mémoire élastique sont comparables à celles des fils en nickel-titane (figure 2.13). De son côté, le test de friction montre que la friction de ce nouveau fil est plus grande que celle des fils métalliques standard (figure 2.14). Pour remédier à ce problème, une couche de poly(chloro-*p*-xylylène) ou parylène C a été déposée sur le fil. Ce revêtement a été choisi car il a fait ses preuves en médecine: il est utilisé comme revêtement de cathéters et des pacemakers cardiaques.

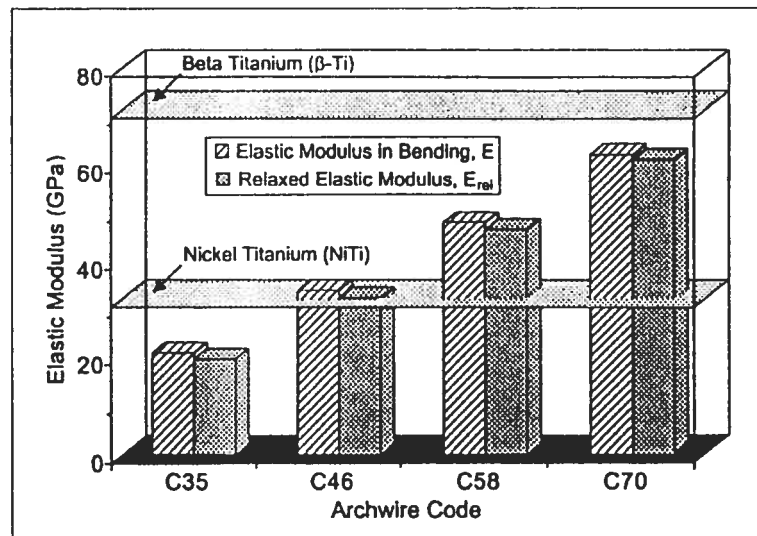


Figure 2.13: Comparaison du module d'élasticité de quatre fils composites différents. Les modules d'élasticité des fils en nickel-titane et TMA sont superposés pour fin de comparaison. Tiré de Zufall et al. (2000).

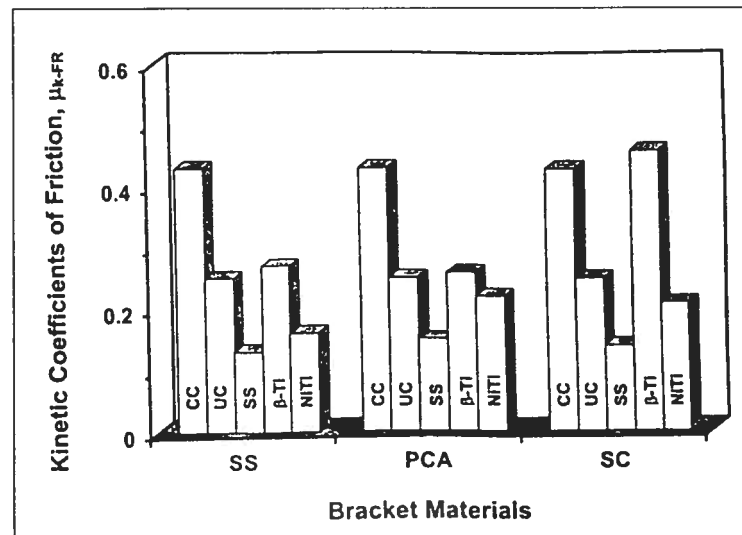


Figure 2.14: Comparaison de la moyenne des coefficients de friction cinétique des fils en parylène C-composite recouvert (CC), composite non recouvert (UC), acier inoxydable (SS), bêta-titane (β-Ti) et nickel-titane (NiTi) contre des boîtiers en SS, alumine polycrystalline (PCA) et alumine single-crystal (SC). Tiré de Zufall et al. (2000).

Les observations sous microscopie électronique révélèrent que le revêtement de parylène C présente des encoches aux points de contact lors des tests de friction, mais que les fibres de renforcement demeurent intactes (figure 2.15).

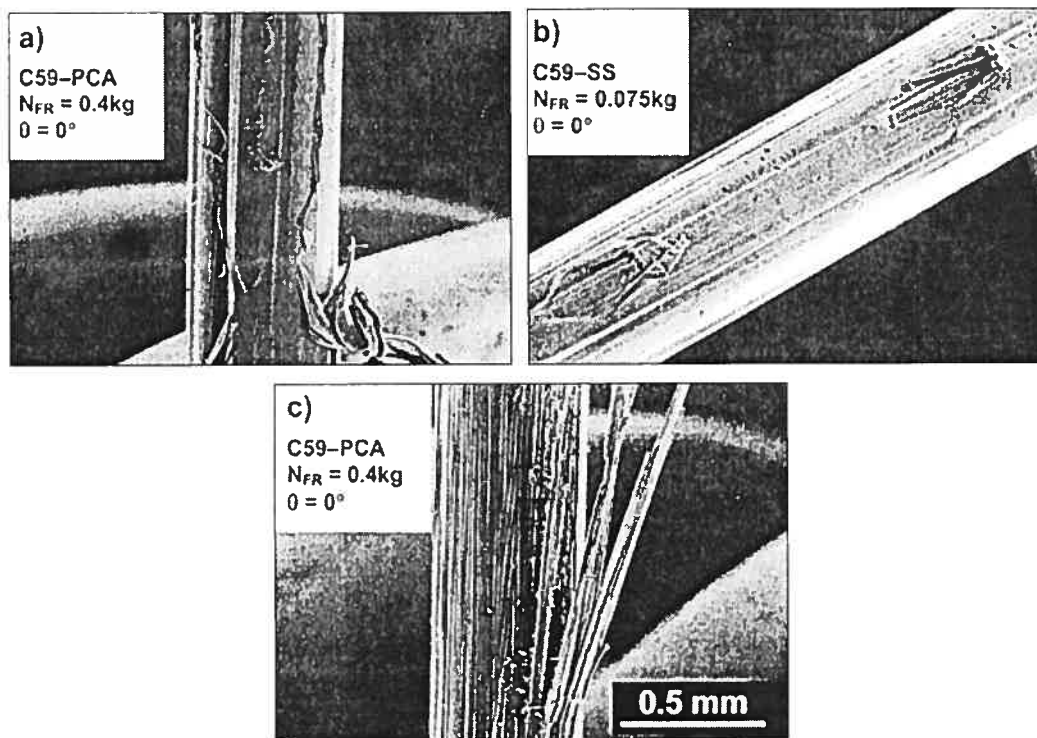


Figure 2.15: Observation sous microscopie électronique de fils C59 recouverts a) et b) et nonrecouvert c). Les annotations indiquent le fil, le boîtier, la force et l'angle utilisés pour chaque spécimen. Il est à noter que les fibres de renforcement du composite n'ont pas été endommagées durant le test de glissement lorsqu'elles étaient recouvertes de parylène C. Tiré de Zufall et al. (200).

Les auteurs suggèrent donc l'utilisation de petites forces et de boîtiers à angles arrondis lorsque ce nouveau fil sera utilisé. Certains tests doivent encore être réalisés.

2.6.4 Composite FRC

En 2001, Burstone et al. ont publié un article concernant l'utilisation des composites renforcés de fibres (FRC) en orthodontie. Il s'agit de longs composites renforcés de fibres continues, partiellement polymérisées et qui peuvent être facilement formées avant leur polymérisation finale effectuée à la lumière. Les segments ainsi formés ont une certaine flexibilité et sont nommés des barres (figure 2.16). Ces dernières ont trois fonctions possibles: la contention, l'ancrage, le mouvement d'une dent.

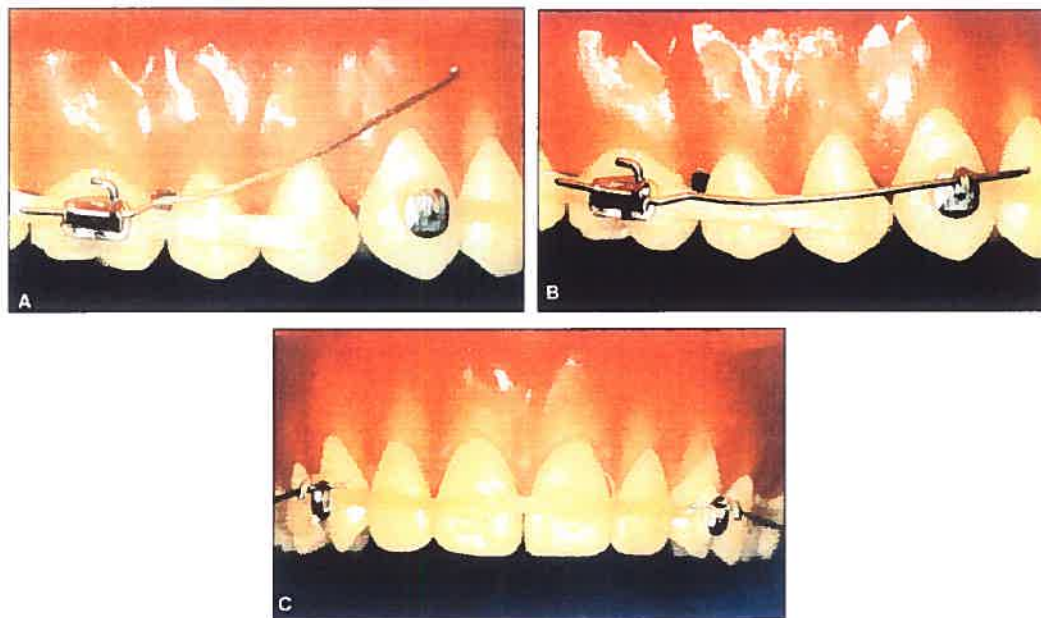


Figure 2.16: Barres de composite renforcées de fibres avec des tubes et des crochets collés directement sur les barres. A, Barre passive; B et C, Barres actives.

De nombreux traitements orthodontiques impliquent une phase dont les mouvements sont inter-segmentaires ou inter-maxillaires. De tels mouvements pourraient être effectués à l'aide des barres esthétiques de Burstone au lieu de l'utilisation des boîtiers et des fils conventionnels. Aussi, la rétention pourrait être assurée par ce produit.

2.6.5 Système orthodontique esthétique

En octobre 2001, Morishita et al. ont présenté le système orthodontique esthétique qu'ils utilisaient dans leur bureau depuis une dizaine d'années.

Il s'agit d'un ensemble où les boîtiers, les fils et les attaches sont tous faits de polycarbonate, un polymère organique. Ce matériel ne permet pas d'exercer autant de force que les fils orthodontiques en métal, donc la forme des fils et des boîtiers a été complètement repensée.

Les fils ont une coupe transversale en forme de « T » pour leur permettre de générer une force suffisante capable de déplacer les dents. Afin de maintenir les fils en place et de transmettre efficacement la force au complexe dentaire, les boîtiers ont une forme de « C » lorsqu'ils sont regardés en coupe transversale (figure 2.17).

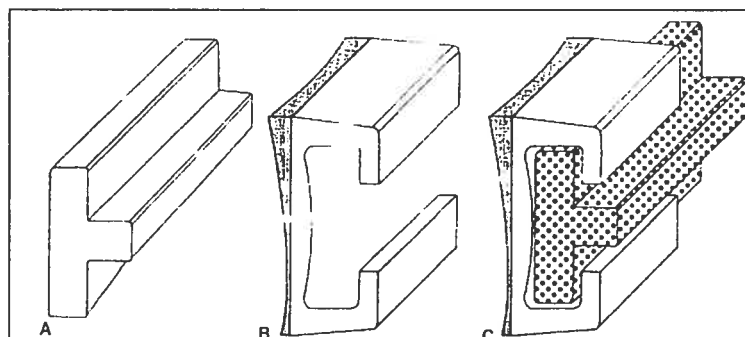


Figure 2.17 : a) Coupe transversale du fil en forme de « T ». b) Boîtier en forme de « C ». c) Fil engagé dans le boîtier. Tiré de Morishita et al. (2001).

Pour insérer le fil de plastique en place et l'activer, il doit être glissé à l'intérieur des boîtiers de la canine jusqu'aux dents postérieures et ensuite poussé dans les boîtiers antérieurs à l'aide d'une bonne pression. Aucun système de ligature n'est requis. Pour retirer le fil de son emprise, il doit être coupé à plusieurs endroits puis glissé délicatement hors des boîtiers.

Un test de fatigue montre que les propriétés des fils de plastique se situent entre le Nitinol 0,016" et l'Elgiloy rouge 0,014" (figure 2.18). La déformation permanente présente chez les fils de plastique est plus grande que celle des fils métalliques, mais elle n'empêche pas le polymère d'exercer une force adéquate sur les dents.

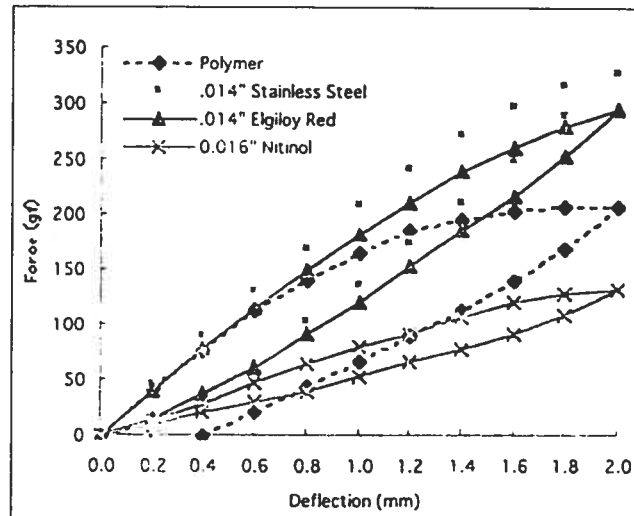


Figure 2.18: Test de fatigue en trois point du fil en polymère comparé à un fil en acier inoxydable, un elgiloy rouge et un Nitinol. Tiré de Morishita et al. (2001).

Inconvénients de ce système :

- La force exercée par les fils de plastique diminue plus rapidement que celle des fils métalliques. Pour remédier à ce problème, les fils de plastique doivent être remplacés selon des intervalles plus courts, c'est-à-dire à toutes les deux ou trois semaines en phase d'alignement.
- Au début de l'utilisation de ce système, les traitements sont plus longs, en moyenne 3 à 3,5 années, mais une fois la courbe d'apprentissage passée, le temps de traitement se rapproche davantage de celui des traitements conventionnels.

Avantages de ce système :

- Ce système « auto-ligaturant » permet de réduire le temps passé à la chaise et, combiné avec la salive du patient, permet de minimiser la friction entre le fil et le boîtier.
- Le système ne contient aucune forme de nickel et peut être utilisé chez les patients allergiques à ce métal.
- Toutes les composantes sont en plastique ce qui en fait un système entièrement esthétique.

2.6.6 Invisalign

En 1997, une nouvelle société nommée « Align Technology, Inc » basée à Santa Clara en Californie, fut fondée. Elle mit sur le marché américain, en 1998, une nouvelle méthode pour aligner les dents : le système Invisalign. Ce dernier utilise une technologie informatique de traitement d'imagerie en trois dimensions et détaille le plan de traitement orthodontique complet de la position dentaire initiale à la position finale désirée. Puis, une série de gouttières faites sur mesure sont fabriquées en plastique médical résistant (0,030" d'épaisseur) et transparent (figure 2.19). Chaque gouttière déplace les dents de manière progressive, 0,15 à 0,25 mm, et est portée pendant environ deux semaines, pour ensuite être remplacée par la gouttière suivante de la série et ce jusqu'à ce que la position finale des dents soit atteinte. Le nombre total de gouttières dépend de la complexité du traitement. En moyenne, 18 à 30 gouttières par arcade sont nécessaires pour un temps de traitement s'étendant sur une période de 9 à 15 mois. Le patient doit visiter son orthodontiste toutes les 6 semaines afin que celui-ci s'assure de la bonne progression du traitement.

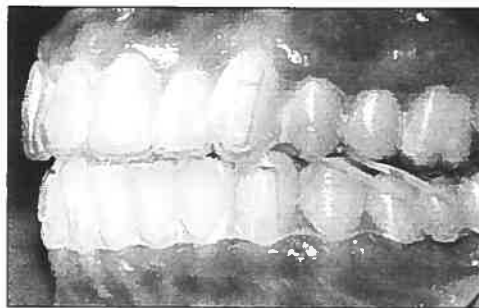


Figure 2.19: Système de gouttières Invisalign.

Avantages de cette technique :

- esthétique, complètement transparente donc pratiquement invisible;
- amovible, n'impose aucune restriction sur certains types de nourriture et plus facile pour l'hygiène;
- confortable, pas de boîtiers ou de fils pour irriter la bouche pendant le traitement;

- rendez-vous plus courts chez l'orthodontiste;
- coopération plus facile à obtenir de la part du patient;
- n'affecte que très légèrement l'élocution dans les premiers jours du traitement;
- les dernières gouttières du traitement pour chaque arcade peuvent servir d'appareil de contention;
- les gouttières n'endommagent pas les restaurations esthétiques (facettes, couronnes);
- le patient peut se faire un blanchiment dentaire avec les gouttières pendant le traitement.

Désavantages d'Invisalign :

- les dents permanentes doivent toutes être complètement éruptées et les couronnes cliniques doivent être suffisamment longues pour assurer la rétention des gouttières;
- le système ne permet pas d'incorporer des mouvements orthopédiques, donc les malocclusions doivent être strictement dentaires;
- le plan de traitement ne peut pas être changé une fois le traitement débuté;
- seulement la position des couronnes cliniques est prise en considération lors de la fabrication des gouttières;
- nécessite une excellente coopération du patient (20 heures minimum de port de la gouttière par jour, changer de gouttière aux deux semaines seulement);
- les gouttières peuvent être perdues;
- des restaurations dentaires majeures ne devraient pas être réalisées pendant le traitement afin de permettre aux gouttières de s'asseoir complètement en place;
- les problèmes d'articulation temporo-mandibulaires peuvent être créés ou être accentués par le port des gouttières;
- le tabac fait jaunir les gouttières;

- traitement plus dispendieux qu'un traitement d'orthodontie conventionnel à cause des frais de laboratoire très élevés (environ 4000\$).

Limitations de cette technique

De nombreux types de malocclusions restreignent l'utilisation du système Invisalign :

- tous les traitements nécessitant une chirurgie maxillo-faciale;
- les cas de décalage antéro-postérieur de plus de 2 mm;
- les cas demandant une auto-rotation antérieure de la mandibule;
- la présence d'un dual-bite;
- la correction de rotations de plus de 20° sur des dents cylindriques;
- traitements nécessitant l'extrusion des dents postérieures ou l'extrusion de plusieurs dents antérieures;
- les mécaniques inter-arcades sont limitées;
- cas avec extractions;
- cas de béances antérieures;
- cas de dents incluses;
- mouvement de translation supérieur à 2 mm;
- mouvement de racine complexe ou sur une longue distance.

Il est à noter que certaines de ces limitations peuvent être contrées par l'ajout d'auxiliaires sur les dents et/ou dans les gouttières.

Candidats éligibles :

- personne dont la dentition permanente est complète, c'est-à-dire dont l'âge minimum varie entre 12 et 16 ans;
- personne dont les couronnes cliniques sont suffisamment longues;
- patient ayant une malocclusion légère.

La technique est présentement en développement afin de pouvoir traiter éventuellement les cas plus complexes.

2.6.7 Orthodontie linguale

En 1979, Fujita publia le premier article sur l'orthodontie linguale dans l'AJO. Il s'agit d'une technique selon laquelle les boîtiers orthodontiques sont positionnés sur les surfaces linguales des dents plutôt que sur les surfaces buccales (figure 2.20). Depuis sa création, cette technique a grandement évolué, entre autre grâce aux orthodontistes Kurz, Gorman, Smith, Fillion et Wiechmann. Actuellement, cette technique utilise une méthode de collage indirecte des boîtiers.

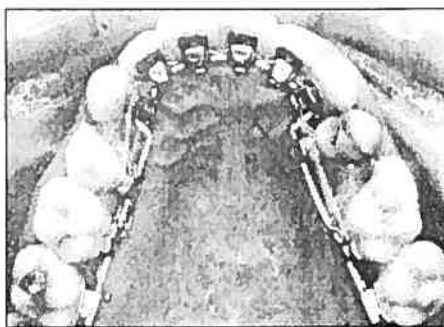


Figure 2.20 : Orthodontie linguale.

Plusieurs services de laboratoires sont disponibles CLASS, DALI, BAS, mais le plus connu est le TARG 2. Il s'agit d'un système permettant le positionnement exact des boîtiers dans les trois plans de l'espace. L'orthodontiste prend des empreintes au patient et les envoie au laboratoire accompagnées de sa prescription. Le technicien réalise le montage diagnostique selon la demande de l'orthodontiste à l'aide de ses appareils et prépare une clef de transfert dans laquelle les boîtiers sont positionnés et prêts à être transférés en bouche. Il est également possible de demander au laboratoire de préparer les fils qui seront utilisés pour le traitement, car ceux-ci ne sont pas droits comme pour l'orthodontie buccale, mais plutôt en forme de champignon. Cette forme particulière est due à la différence d'épaisseur bucco-linguale entre les dents

antérieures et les prémolaires ainsi qu'entre les prémolaires et les molaires. Des plis dans le fils sont donc inévitables en orthodontie linguale.

Avantages de l'orthodontie linguale :

- esthétique inégalée : invisible;
- émail labial non abîmé lors du retrait des boîtiers;
- décalcifications non visibles s'il y en a;
- traitement mieux accepté chez les personnes qui travaillent en publique (ex : mannequin);
- appréciation de la position dentaire plus facile pour l'orthodontiste;
- jugement du profil du patient plus adéquat (position des lèvres non modifiée par les boîtiers);
- ouverture de l'articulé facile dans les cas ayant un surplomb vertical important.

Désavantages :

- gêne à l'élocution et à la mastication;
- irritation de la langue;
- hygiène difficile;
- coût du traitement 30 % à 50 % plus élevé qu'un traitement conventionnel;
- temps à la chaise augmenté;
- durée du traitement plus longue;
- rendez-vous plus fréquents;
- difficile d'accès;
- travail en vision indirecte;
- pose des fils plus complexe;
- présence de plis dans les fils;
- positions posturales peu ergonomiques;

- coûts de laboratoire très élevés;
- espaces interboîtiers réduits (-37 % de 13 à 23 et -42 % de 33 à 43) donc il faut utiliser des fils plus flexibles;
- possibilité de faire des boucles dans le fil limitée à cause de l'anatomie du palais et de la langue;
- recollage difficile si la clef de transfert a été perdue ou endommagée;
- formation du personnel plus laborieuse;
- résultats finaux inférieurs à ceux d'un traitement conventionnel.

Limitations :

- impossible de traiter les patients dont les couronnes cliniques sont très courtes (minimum de 7 mm pour les incisives maxillaires);
- ne peut être utilisé en période de dentition mixte;
- usage complexe lorsqu'il y a beaucoup de traitements de prothodontie fixe en bouche (difficile de coller sur le métal);
- fermeture d'espace très difficile surtout à la mandibule;
- cas ortho-chirurgie : des boîtiers buccaux doivent être placés afin de permettre la fixation inter-maxillaire;
- anatomie dentaire particulière;
- non recommandé pour toutes les sortes de malocclusions (ex : open bite, patron dolico-facial).

En Europe, l'orthodontie linguale occupe une grande part du marché chez les adultes. Il s'agit d'un système complètement différent de l'orthodontie buccale et nécessite donc une gamme d'instruments spécifiques et différents. Aussi, la courbe d'apprentissage de cette technique est longue et ardue.

Il est difficile d'inventer un nouveau système orthodontique aussi performant et beaucoup plus esthétique que l'orthodontie buccale présentement utilisée par la majorité des orthodontistes pratiquant en Amérique du Nord. Cependant, la

modification de ce dernier afin de lui donner une apparence plus esthétique, en particulier au niveau des fils, s'avère une avenue particulièrement intéressante.

2.7 Techniques de coloration

La recherche fait partie intégrale du développement des produits orthodontiques. D'ailleurs, un volet particulier s'intéresse à de nouvelles méthodes de coloration des fils orthodontiques. Différentes techniques ont été tentées dont les deux ci-dessous, mais aussi plusieurs autres dont le secret est encore précieusement gardé par les compagnies.

2.7.1 Implantation ionique par technique de plasma

En 1995, Burstone et Farzin-Nia ont publié un article dans le JCO concernant une technique de coloration des fils en TMA. Il s'agit d'une coloration par implantation ionique qui constitue un procédé selon lequel une variété d'éléments ou de composés sont ionisés et ensuite accélérés en direction d'une cible, un fil orthodontique. L'implantation ionique est effectuée dans une chambre sous vide où des ions gazeux sont accélérés à un niveau d'énergie élevé et projetés sur le fil (figure 2.21). Les ions gazeux utilisés sont l'azote ainsi que l'oxygène et ils proviennent de l'extraction simultanée à partir d'un plasma (fluide composé de molécules gazeuses, d'ions et d'électrons). Les ions pénètrent la surface du fil lors de l'impact, créant ainsi une structure composée du fil original et d'une mince couche de composés (TiN et TiO) à la surface et immédiatement sous la surface du fil.

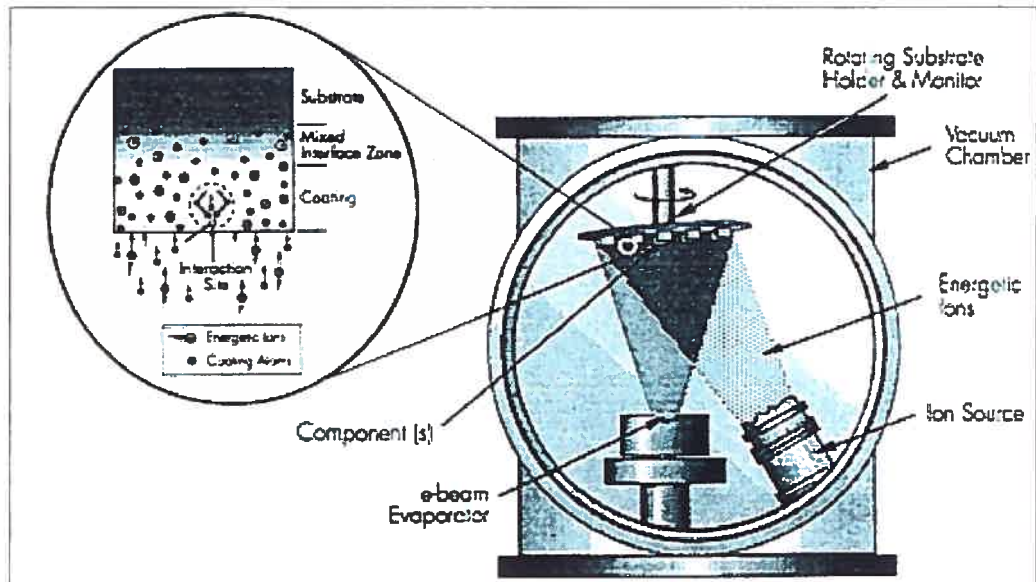


Figure 2.21: Chambre sous vide dans laquelle des ions gazeux sont accéléré à un haut niveau d'énergie dans un fil. Tiré de Burstone et al. (1995).

Contrairement au processus de recouvrement conventionnel, l'implantation ionique ne produit pas de changement d'interface brusque entre le recouvrement et le fil, ce qui pourrait amener un écaillage de la couche de surface. De plus, cette technique n'altère pas la dimension du fil. Dépendamment du type et de l'épaisseur des ions, le fil peut prendre différentes colorations : mauve, violet, bleu et jaune (figure 2.22).



Figure 2.22 : Coloration des fils TMA par implantation ionique.

Les tests biomécaniques réalisés pour s'assurer que les propriétés biomécaniques des fils traités n'ont pas été détériorées par le procédé d'implantation ionique ont

démontré qu'il y a une augmentation de la dureté de surface du fil, une amélioration de la résistance en fatigue ainsi que de la ductilité et une réduction du coefficient de friction du fil (figure 2.23) de même qu'une diminution des imperfections de surface.

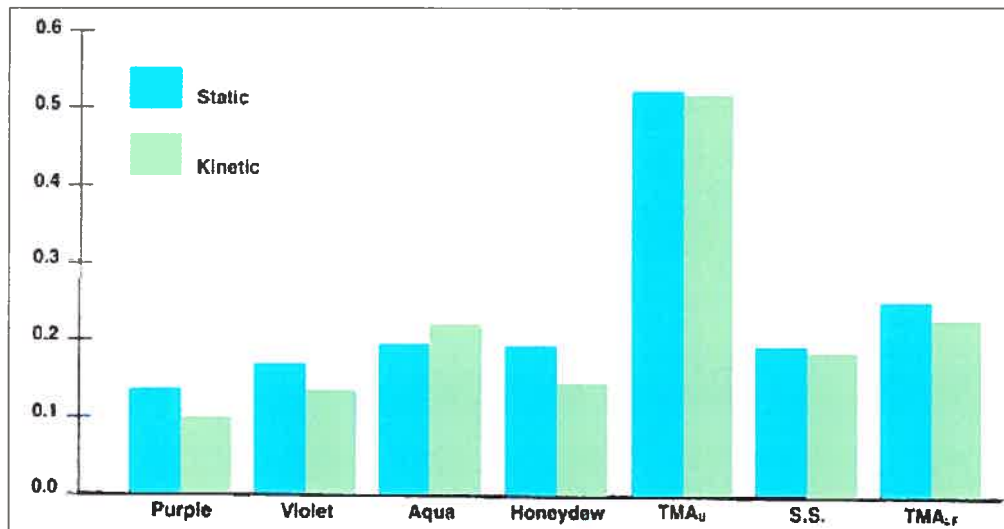


Figure 2.23: Coefficients de friction (μ) en milieu sec du TMA coloré, du TMA non-traité (TMA_u), de l'acier inoxydable et du TMA à basse friction (TMA_{LF}). Tiré de Burstone et al. (1995).

2.7.2 Coloration du titane par oxydation

En février 2000, le chimiste Grégory Jerkiewicz a publié ses résultats concernant un nouveau procédé permettant de colorer le titane : la passivation par polarisation. Le principe de la réaction est électrochimique; il s'agit d'oxyder un métal immergé dans une solution à l'aide d'un courant électrique. La pièce de titane à colorer, servant d'électrode, ainsi qu'une plaque de platine, servant de contre-électrode, sont plongées dans une solution aqueuse de tétrafluoroborate d'ammonium (NH₄BF₄). Un courant électrique est ensuite passé entre les deux plaques de métal et la couleur apparaît en quelques secondes. Cette coloration est due à la modification de l'épaisseur de la couche d'oxyde à la surface du titane, appelée la couche passive. Le résultat obtenu est causé par la fixation de l'oxygène présent dans l'eau de la solution sur le titane pour former une couche oxydée. La plaque de titane ne contient aucun pigment de coloration.

La couleur observée est due au croisement des rayons lumineux qui sont réfléchis en partie à la surface externe de la couche oxydée et en partie plus en profondeur. Plus le voltage est élevé, plus l'épaisseur de la couche devient grande et chaque épaisseur donne une coloration particulière. La variation des paramètres du procédé, dont la concentration de la solution, son acidité, sa température et le temps d'exposition au courant électrique permettent de modifier la couleur allant du rouge au bleu. Ce processus permet de former une pellicule de couleur homogène. Si la couche colorée s'égratigne, elle se réparera automatiquement par passivation rapide avec l'oxygène de l'air. En plus, la couche colorée a la propriété de protéger le métal contre la corrosion, puisque sa présence est causée par l'oxydation même de la surface du métal.

Afin d'être considérée comme valable, les différentes techniques de coloration des fils orthodontiques devront prouver qu'elles n'altèrent pas négativement les propriétés des fils orthodontiques et qu'elles résistent au milieu buccal ainsi qu'aux manipulations orthodontiques.

CHAPITRE TROISIEME

OBJECTIF DE L'ETUDE



3. OBJECTIFS DE L'ETUDE

Actuellement, plusieurs compagnies orthodontiques font la promotion de leurs fils esthétiques, c'est-à-dire de couleur blanche, ivoire ou beige, et ce, principalement pour les fils en nickel-titane ainsi que pour quelques fils en acier inoxydable. Cependant, très peu d'études ont été réalisées sur les propriétés mécaniques de ces fils.

La présente étude a pour objectif de comparer *in vitro*, en milieu humide et à température constante, la résistance en fatigue des fils esthétiques présentement sur le marché et de leurs homologues standards suite à un test de cyclage menant à la rupture. Les résultats devraient permettre d'infirmer ou de confirmer l'hypothèse nulle suivante : les procédés de coloration utilisés ne modifient en aucun cas les propriétés mécaniques des fils orthodontiques en nickel-titane.

Dans un deuxième temps, la résistance du revêtement coloré au point d'application du piston sur les fils sera établie à l'aide d'observations macroscopiques et microscopiques sous microscope électronique à balayage. Ces analyses permettront de déterminer si le revêtement coloré a été endommagé lors de la procédure.

Finalement, une nouvelle technique de coloration du titane découverte par le professeur Gregory Jerkiewicz, chercheur au Queen's University à Kingston en Ontario, sera testée sur des fils en TMA. Les fils en TMA ont été choisis car ce sont eux qui possèdent le plus grand pourcentage de titane dans leur alliage.

CHAPITRE QUATRIEME

TECHNIQUES EXPERIMENTALES



4. TECHNIQUES EXPERIMENTALES

Ce chapitre décrit le matériel utilisé lors des expérimentations ainsi que la méthode et le protocole employés. Chacune des étapes sera décrite en détails.

- PARTIE 1 : Fils esthétiques présents sur le marché

4.1 Matériel et méthode en fatigue

4.1.1 Les spécimens

La sélection des différents fils testés a été déterminée par ce qui est présentement offert sur le marché par les différentes compagnies orthodontiques. Les fils esthétiques en nickel-titane sont ceux retrouvés chez le plus grand nombre de compagnies et ce, dans plusieurs grandeurs. Le choix des fils s'est donc arrêté sur les fils nickel-titane standards ronds 0,016" et rectangulaires 0,016x0,022", ainsi que leurs homologues esthétiques des principales compagnies orthodontiques présentes en Amérique du Nord. Le tableau III résume les différents fils choisis pour cette étude.

Tableau III : Différents fils nickel-titane testés.

Esthétiques		Standards	
Taille (")	Source	Taille (")	Source
0,016	Masel	0,016	Masel
0,018	Masel		
0,016	G&H	0,016	G&H
0,018	G&H	0,016x0,022	G&H
0,016x0,022	G&H		
0,018x0,024	G&H		
0,018	Forestadent	0,016	Forestadent
0,018x0,024	Forestadent	0,016x0,022	Forestadent
0,016	Cerum	0,016	Cerum
0,018	Cerum	0,016x0,022	Cerum
0,016x0,022	Cerum		
0,018x0,024	Cerum		
0,016	GAC	0,016	GAC
0,018	GAC	0,016x0,022	GAC
0,016x0,022	GAC		

4.1.2 Montage du test de fatigue

Le montage servant au test de fatigue, soit un test de flexion en trois points, fut basé sur celui de Dorval (2002), lui-même inspiré de Drescher et al. (1994) et de Miura et al. (1986). Ce type de test fut sélectionné pour sa simplicité, sa facilité de réalisation, sa popularité dans les études antécédentes (Santoro et al. 2001) et sa fiabilité. Un support en U fait d'acier inoxydable constituait la base. À chacune de ses extrémités étaient collés huit boîtiers Twin Edgewise standards (lumière de 0,022x0,028", zéro degré d'inclinaison, zéro degré de torque, 3,15 mm de largeur, 3M/Unitek) en position horizontale, semblables à ceux retrouvés dans les études de Meling et

Odegaard (1998, 2001). Ces seize boîtiers étaient parallèles deux par deux (figure 4.1) et permettaient de tester huit fils ronds à la fois. Pour ce qui est des fils rectangulaires, un deuxième support en U, en acier inoxydable également, a été fabriqué afin de placer les boîtiers verticalement pour que les fils rectangulaires subissent la déformation sur leur face la plus large (figure 4.2). Ce support comportait douze boîtiers parallèles deux par deux permettant de tester six fils à la fois. Les supports étaient interchangeable sur le montage et celui-ci était solidement fixé à la table d'essai de la machine de test Instron 4201.

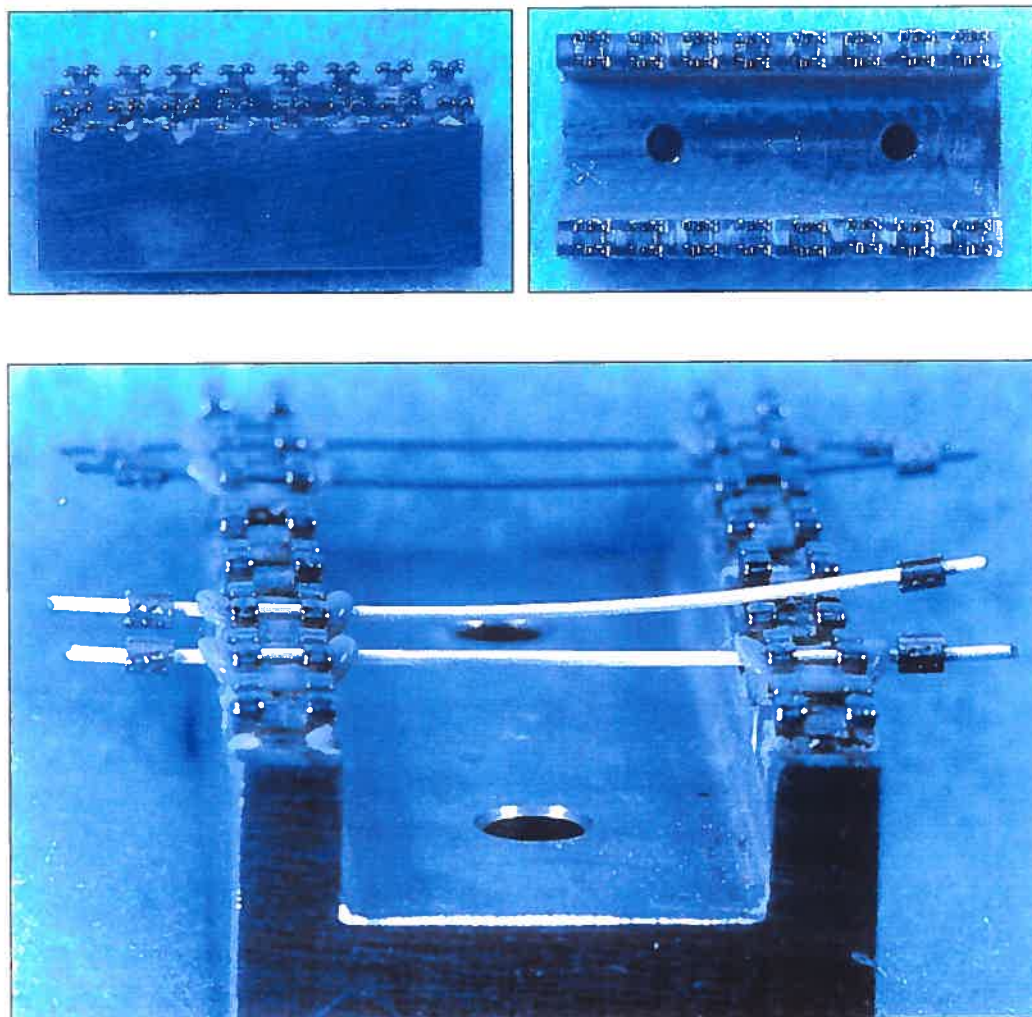


Figure 4.1 : Support pour les fils ronds.

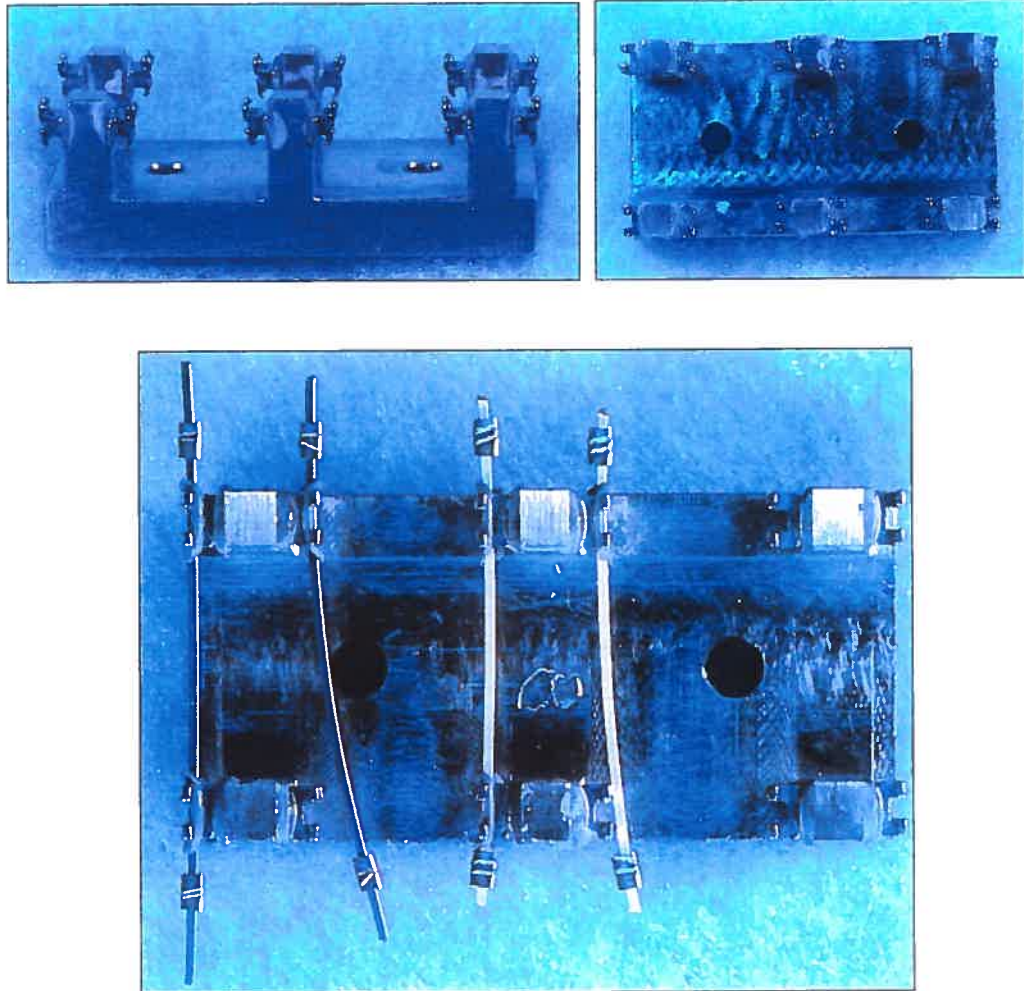


Figure 4.2 : Support pour les fils rectangulaires.

La distance entre les deux boîtiers fut établie à 13,5 mm. La déflexion était obtenue grâce à une tige en acier inoxydable mobile (figure 4.3), située en plein centre du montage, dont l'extrémité était arrondie pour respecter Miura (1986), Bernard (1999) et Dorval (2002). Ainsi, la distance inter-boîtiers était de 5 mm lorsque la tige centrale produisait la déflexion, respectant Meling et Odeergard (1998, 2001) et Dorval (2002). L'autre extrémité de la tige était reliée à une cellule de charge Instron d'une capacité de 1 kiloNewton (kN), elle-même montée sur la machine de tests Instron 4201.

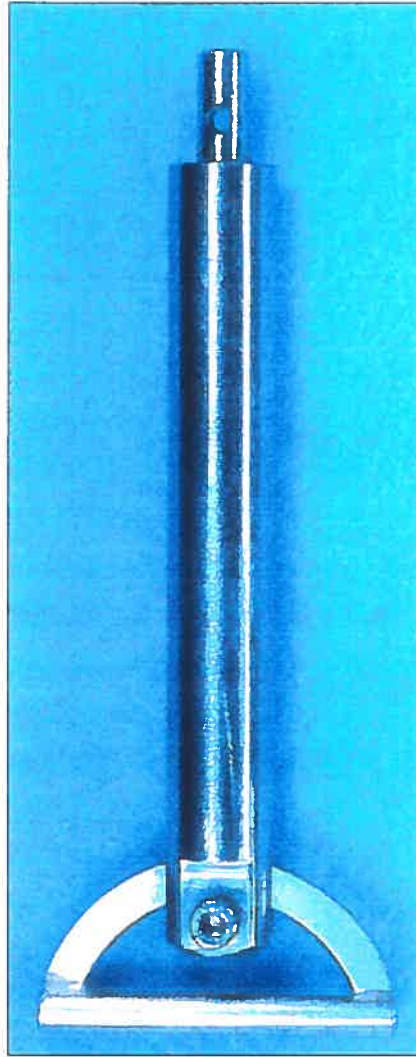


Figure 4.3 : Tige mobile en acier inoxydable.

La stabilisation des fils fut obtenue à l'aide de ligatures élastomériques «Super Slick elastic ties ®» (TP Orthodontics). Le choix de ces ligatures fut basé sur l'étude de Devanathan (2000) et 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, tel que soulevé par Santoro et al. (2001), la friction générée lors du glissement des fils sur le support augmente la charge particulièrement pour les fils ayant un coefficient de friction élevé, comme ceux en nickel-titane. De plus, la plupart des

études de flexion en trois points, dont celle de Dorval (2002) sur laquelle cette étude est basée, utilisent des ligatures élastomériques, plutôt que métalliques, afin de standardiser la pression exercée sur les fils. Pour s'assurer d'une uniformité dans les résultats, des ligatures neuves furent utilisées pour chaque spécimen. Le fil était centré manuellement sur le montage, courbure vers le bas pour les fils ronds et vers les boîtiers pour les fils rectangulaires, une fois les ligatures placées sur les deux boîtiers.

Une déflexion de deux millimètres fut choisie, étant fréquemment retrouvée dans la littérature (Miura et al., 1986, Kapila et al. 1991, Mohlin et al., 1991, Drescher et al., 1994, Segner et Ibe, 1995, Nakano et al., 1999, Bernard 1999, Cadotte 2001, Dorval 2002).

4.1.3 Environnement des tests de fatigue

Les tests de fatigue ont été réalisés dans un bassin isolé contenant 9 à 12 litres de salive artificielle (tableau IV), quantité suffisante pour maintenir la température stable à $35\text{ °C} \pm 0,1\text{ °C}$ [Tibbets et al. (1976), Spierings et al. (1987) et Michalesco et al. (1995) évaluèrent respectivement à 35, 35,2 et 35,5 °C la température intra-orale de sujets au repos et sans respiration buccale]. Cette température était maintenue stable grâce à deux chauffe-eau de marque TRONIC (50W et 150 W). Le choix de cette température, représentant la température intra-orale moyenne, fut basé sur Gale et Darvell (1999). La salive artificielle fut utilisée afin de reproduire la condition buccale le plus fidèlement possible. La température du bassin était affichée et vérifiée continuellement au cours des tests en flexion à l'aide d'un thermomètre digital de marque Thermo-Sensor. Un agitateur à vitesse contrôlable assurait l'uniformité de la température dans tout le bassin.

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

Nom chimique	Ingrédients	Quantité dans 5 L d'eau déionisée
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

4.2 Première série de tests : fatigue

Le test en fatigue constitue un cyclage des fils, sur une distance de deux millimètres, jusqu'à la rupture des fils. Quinze spécimens de chaque sorte de fils furent testés.

4.2.1 Système d'acquisition des données

Trois données devaient être recueillies pour chaque échantillon lors du test en fatigue. Tout d'abord, la force maximale pour effectuer la première déflexion de deux millimètres était affichée à l'écran de la machine de tests Instron 4201 et enregistrée manuellement par l'opératrice. Ensuite, la force requise pour effectuer le 2000^e cycle était également prise en note. Finalement, le nombre de cycles pour atteindre la fracture des fils était inscrit.

4.2.2 Analyse statistiques des résultats

Les moyennes et les déviations standards de la force d'activation des 24 échantillons contenant chacun 15 fils ont été calculées pour les trois paramètres suivants : la force requise pour effectuer la première déflexion de 2 mm, la force requise pour effectuer la deux-millième déflexion de 2 mm et, finalement, le nombre de cycles à la rupture. Un test statistique de type *two-sample t test* a été utilisé pour comparer la force

d'activation des fils esthétiques avec celle de leurs homologues standards. Le seuil de signification statistique fut fixé à $p < 0,01$ au lieu de $p < 0,05$ à cause du grand nombre de tests réalisés. Ainsi, toute différence statistiquement significative entre la force d'activation en flexion des fils esthétiques ayant subi un procédé de fabrication additionnel pour leur coloration et la force d'activation en flexion des fils standards n'ayant pas subi de procédure de coloration permettrait de conclure à une influence significative d'une variable indépendante (la coloration) sur la force d'activation en flexion des fils orthodontiques.

Ensuite, un deuxième test statistique de type *one-way ANOVA* fut effectué afin de comparer les fils esthétiques entre eux pour déterminer s'il y en a un qui possédait une meilleure propriété de résistance en flexion. Afin de diminuer les erreurs de type I, faux positifs, un test de *Tukey HSD* a également été réalisé pour effectuer les comparaisons par paires.

4.3 Deuxième série de tests : résistance de la coloration

Afin d'évaluer la résistance de la coloration des fils esthétiques, des observations macroscopiques et microscopiques ont été effectuées. Dans un premier temps, le degré d'altération, visible à l'œil nu, de la coloration des fils au site de déflexion lors des tests en fatigue était noté après les 2000 premiers cycles. Dans un deuxième temps, un spécimen supplémentaire de chaque sorte de fils, standard et esthétique, a vu sa surface observée au microscope électronique à balayage avant cyclage et après deux mille cycles de 2 mm chacun.

4.3.1 Système d'acquisition des données

Premièrement, l'état de la coloration des fils esthétiques suite à 2000 cycles de fatigue était enregistré manuellement par l'opératrice selon la charte suivante :

- 0 = couleur intacte ;
- 1 = couleur altérée, mais métal non visible ;
- 2 = couleur altérée et métal visible.

Deuxièmement, avant et après avoir subi 2000 cycles de fatigue, un fil de chacun des groupes standards et esthétiques, sélectionné arbitrairement, a été observé sous microscope électronique à balayage de marque JSM-6460LV (figure 4.4). Pour ce faire, les fils ont été placés sur un porte-échantillons monté d'un collant conducteur de carbone, positionnés de sorte que la face ayant contacté la tige en acier inoxydable lors du cyclage soit vers le haut et centrée.



Figure 4.4 : Microscope électronique à balayage à pression variable de marque JSM-6460LV.

4.3.2 Analyse statistiques des résultats

Une analyse de variance *Kruskal-Wallis one-way* a été exécutée sur les résultats obtenus de l'état de la coloration suite à 2000 déflexions de 2 mm chacune. Ce test

permet d'évaluer l'état de la coloration de l'ensemble des fils esthétiques, tandis qu'un test *U Mann-Whitney* a permis de comparer les fils esthétiques deux par deux. Le seuil de signification statistique fut fixé à $p < 0,01$. Ainsi, toute différence statistiquement significative entre la résistance de la coloration des différents fils permet de conclure que certaines compagnies possèdent un procédé de coloration plus résistant que les autres.

4.4 Manipulations pour les tests de fatigue

La section suivante décrit la méthode expérimentale employée lors des tests de fatigue. Il est à noter que lors des tests de fatigue, les blocs supportant les fils ronds permettaient de tester huit fils à la fois, donc chaque groupe de quinze fils était testé en deux temps : huit fils sur le premier bloc et ensuite sept fils sur le second. Pour ce qui est des fils rectangulaires, les blocs permettaient de tester seulement six fils à la fois. Ainsi, deux séries de six fils suivi d'une série de trois fils étaient effectuées. Les fils étaient cyclés jusqu'à ce qu'ils se brisent ou jusqu'à ce qu'ils atteignent 25800 cycles. Ce nombre de cycles maximal a été déterminé en se basant sur le fait que ce nombre de cycles dépasse largement le nombre de cycles que peuvent subir les fils orthodontiques en bouche sur une période de huit semaines. Les manipulations ont été identiques pour tous les spécimens testés et elles ont été effectuées par une seule opératrice. Figure 4.5.



Figure 4.5 : Ensemble du montage comprenant le bassin de tests, la machine de test Instron 4201 et la console de tests Instron.

4.4.1 Préparation initiale

Avant le début des tests, il était nécessaire de laisser la machine de test Instron 4201 se réchauffer pour une vingtaine de minutes. Durant cette période, la température du bassin pouvait être vérifiée à l'aide du thermomètre digital de marque Thermo-Sensor ayant une résolution de 0,1 °C et une précision de $\pm 0,2$ °C. 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 34 et 36 °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 présente sur la paroi antérieure du bassin permettait d'effectuer cette vérification.

4.4.2 Préparation des spécimens

Tous les fils de même grosseur et d'une même compagnie utilisés lors de cette étude provenaient d'un seul et unique lot. Les fils étaient d'abord déballés, puis inspectés sommairement pour éliminer la présence d'imperfections macroscopiques. Les échantillons, provenant directement du manufacturier, étaient des fils orthodontiques standards préformés selon une forme d'arcade dentaire propre à chaque compagnie. Seul les extrémités des fils étaient assez rectilignes pour se prêter aux tests. Les spécimens de fils, de 30 mm de long, ont tous été prélevés aux extrémités postérieures des fils. Il fut donc possible de se procurer deux spécimens pour chaque fil fourni. Un arrêt a été placé près de chaque extrémité afin de limiter le glissement des fils sur le montage.

4.4.3 Préparation des blocs

Avant de débiter les tests, les boîtiers Twin Edgewise standards (lumière de 0,022x0,028", zéro degré d'inclinaison, zéro degré de torque, 3,15 mm de largeur, 3M/Unitek) devaient être collés sur les blocs en acier inoxydable. Pour ce faire, une petite partie de la base des boîtiers a dû être meulée afin de pouvoir être insérée dans l'espace prévu à cette fin sur les blocs pour les tests des fils ronds. Les boîtiers allant sur les blocs pour les tests des fils rectangulaires ne nécessitaient pas cette modification. Les produits suivants furent utilisés pour le collage : premièrement, du Enhance Adhesion Booster (Reliance) fut appliqué sur les blocs; deuxièmement, du Transbond XT Light Cure Adhesive Primer (3M/Unitek) fut également appliqué sur les blocs; troisièmement, du composite Transbond LR (3M/Unitek) fut placé sur les boîtiers; quatrièmement, 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 0,021x0,025".

Les boîtiers des blocs utilisés pour tester les fils ronds étaient remplacés après avoir subi huit tests différents. De leur côté, ceux utilisés pour les tests des fils rectangulaires étaient remplacés après cinq tests différents. Cette précaution était prise afin de prévenir l'usure des boîtiers et ainsi de fausser les résultats.

4.4.4 Mise en place des fils

Avant de préparer les fils, la température du bassin devait être vérifiée et ajustée à 35 °C ± 1 °C. Ensuite, juste avant leur utilisation, chaque fil a été nettoyé avec une solution d'éthanol 95 % puis séché à l'air comprimé. Les fils à tester étaient ensuite déposés dans la lumière des boîtiers du montage de flexion en trois points. Ils étaient alors ligaturés aux ailettes des deux boîtiers (Kapila et al. 1991, Dorval 2002), avec des ligatures Super Slick (TP Orthodontics). Les spécimens étaient aussi centrés, de manière à ce que la charge en flexion soit appliquée au milieu des spécimens. Une autre précaution consistait à s'assurer que la courbure de chaque fil rond se dirigeait

vers le bas (convexité vers le fond du bassin), afin d'éviter que les fils ne tournent durant le test. Cette façon de faire est similaire à celles ayant été utilisées dans de nombreuses études impliquant l'utilisation de tests de flexion en trois points (Miura et al., 1986, Drescher et al., 1994, Mohlin et al., 1991, Yonema et al., 1992).

4.4.5 Exécution des tests pour les cycles un et 2000

Afin d'enregistrer la force maximale nécessaire pour effectuer une déflexion de 2 mm sur chaque fil individuellement lors du premier cycle ainsi que lors du 2000^e cycle, les fils ont été testés séparément pour les cycles 1 et 2000.

Une fois le fil ligaturé sur le bloc, ce dernier était immédiatement positionné sur le montage, la tige en acier inoxydable fixée à la cellule de charge 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. Lors de l'entrée en contact avec l'eau, il se produisait une variation de la charge, prouvant que la cellule de charge est affectée par la température. Cependant, cette observation n'affectait en rien les résultats, car la machine Instron était calibrée à zéro une fois la tige dans l'eau.

À ce moment, l'opératrice devait calibrer et balancer la charge et le déplacement à zéro pour permettre l'ajustement adéquat de la hauteur de la tige. 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 (elle demeurera inchangée jusqu'à la fin des tests pour ce groupe), l'opératrice ajustait les paramètres de la console : la vitesse de déplacement de la tige (25 mm/min) et la quantité de déflexion (-2 mm), en plus de calibrer et de balancer la charge et le déplacement à zéro.

Le test était alors exécuté et la force nécessaire pour effectuer une déflexion de 2 mm était notée. Le bloc devait ensuite être retiré du montage, le fil retiré du bloc et laissé à l'air libre jusqu'à ce que tous les fils du groupe aient subi cette étape puis soient

prêts pour le cyclage. Le deuxième fil était alors monté sur le bloc et testé comme précédemment. La même procédure se répète pour tous les 8 ou 6 fils qui seront testés sur le bloc.

Une fois toutes les données recueillies, les 8 ou 6 fils sont replacés sur le bloc au même endroit où ils avaient été testés précédemment et avec les mêmes ligatures. Le test de cyclage peut alors débiter.

Pour ce qui est des tests au cycle 2000, c'est la même procédure qui est répétée. À la différence près que les fils doivent d'abord tous être retirés du bloc.

Également, après les 2000 premiers cycles de tous les fils esthétiques, une observation visuelle était faite afin de déterminer l'état de la coloration à l'endroit de déflexion lors du cyclage.

4.4.6 Exécution des tests de cyclage

Tous les cycles qui sont compris entre le premier et le 2000^e ainsi que du 2001^e jusqu'à la rupture des fils font partie du test de fatigue. Les fils sont alors testés par groupe de 8 pour les fils ronds et par groupe de 6 pour les fils rectangulaires.

Une fois les fils ligaturés sur le bloc du montage (avec les mêmes ligatures que pour le test de caractérisation au cycle 1), ce dernier est positionné dans le bassin. Les paramètres nécessaires au test devaient être programmés sur la machine Instron tout en conservant le zéro établi précédemment lors du cycle un. L'opératrice ajustait alors la vitesse de déplacement de la tige (450 mm/min) et la quantité de déflexion (-2 mm), en plus de calibrer et de balancer la charge. La machine Instron exécutait 86 cycles/minutes.

Le cyclage est ensuite débuté. Il est arrêté au cycle 1999 afin que les tests de caractérisation du cycle 2000 puissent être réalisés. Ensuite le cyclage reprend au cycle 2001 et se poursuit jusqu'à la rupture des fils ou jusqu'au 25800^e cycle.

Une fois toutes les données recueillies, nombre de cycles auquel chaque fil a fracturé, le bloc est retiré du montage, les 8 ou 6 fils sont dégagés du bloc et remisés dans un contenant fermé.

4.5 Manipulations pour les observations SEM

La méthode expérimentale employée pour préparer les échantillons qui allaient être observés sous microscopie électronique est très semblable aux manipulations pour le test de cyclage.

4.5.1 Obtention des échantillons

Un fil additionnel de chaque groupe testé a été sélectionné arbitrairement pour être observé au microscope avant et après cyclage. Cet ensemble de fils a été préparé de la même façon que les fils qui ont subi le test de fatigue : 30 mm de long avec des arrêts placés à chacune des extrémités, nettoyés à l'éthanol 95 %, séchés à l'air comprimé, observés une première fois au microscope, puis montés sur un bloc (par groupe de 8 ou de 6). Ils ont ensuite subi 2000 cycles sans arrêt pour finalement être retirés du bloc et placés soigneusement sur un porte-échantillons, la face ayant contactée la tige en acier inoxydable vers le haut.

Ces fils ont été manipulés avec des gants de latex en tout temps afin d'éviter la contamination qui pourrait fausser les observations au microscope.

4.5.2 Observations SEM

Pour évaluer la résistance de la coloration des fils esthétiques ainsi que les modifications de surface des fils standards suite à 2000 cycles de fatigue, la surface des fils adéquatement préparés a été observée au microscope électronique à balayage à pression variable JSM-6460LV. Les échantillons ont été analysés à un voltage de 10-20 kV, en mode utilisant les électrons rétro-diffusés et à des grossissements de 33X et de 180X.

4.6 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 provient de l'ajustement manuel du zéro. 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. Une autre source d'erreur concerne la courbe des sections de fil servant de spécimens, qui varie selon les manufacturiers, en plus de permettre une rotation du fil durant la déflexion. Aussi, les fils avaient tendance à glisser dans les boîtiers de sorte que la tige en acier inoxydable ne produisait pas toujours la déflexion au même endroit. Des arrêts avaient été placés aux extrémités des fils afin de limiter ce glissement.

Durant la cueillette des données, la première source d'erreur fut sans aucun doute le nombre de retranscriptions. En effet, chaque donnée relevée lors des tests était d'abord notée à la main, puis 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 la même opératrice, point capital dans l'évaluation de la validité des résultats finaux.

- PARTIE 2 : Technique de coloration expérimentale

4.7 Matériel et méthode pour la coloration

Une deuxième partie de cette recherche consistait à tenter de colorer des fils orthodontiques selon les découvertes de Jerkiewicz (2001) sur la coloration du titane. Cette étape a été réalisée en étroite collaboration avec Sylvain Bolduc, étudiant à la maîtrise en électrochimie des surfaces et sciences des matériaux au Queen's University ainsi que son directeur de maîtrise le professeur Jerkiewicz, Ph.D., M.Eng. professeur au Queen's University à Kingston, Ontario.

4.7.1 Les spécimens

La sélection des fils testés a été déterminée par leur composition (tableau V). Les fils en titane-molybdène étant ceux possédant la plus grande quantité de titane, ce sont les fils TMA de la compagnieOrmco qui ont donc été sélectionnés pour l'expérience. Deux grosseurs de fils ont été utilisées : 0,016" et 0,016x0,022".

Tableau V : Composition des fils orthodontiques contenant du titane.

Types de fils	Composition	
	Titane	Autres
Nitinol	45 %	52 % nickel 3 % cobalt
Nickel-titane japonais	49,60 %	50,4 % nickel
Copper NiTi	49,10 %	45,8 % nickel 5 % cuivre 0,2 % chrome
TMA	80 %	11,5 % molybdène 6 % zirconium 4,5 % étain

4.7.2 Montage du test de coloration

Le montage consiste en 2 électrodes qui sont immergées dans une solution conductrice et entre lesquelles un potentiel est imposé. Les fils en TMA font état d'électrode de travail tandis que la contre-électrode est constituée d'une feuille de platine platinisé (99,9 wt %) (c'est-à-dire où une électrodéposition de platine a été faite sur du platine) dont l'aire de la surface totale est au moins 10 fois supérieure à celle du fil de titane. La distance entre le fil de TMA et la feuille de platine est de 5 cm. Cette séparation est suffisante afin de permettre une circulation efficace des électrolytes entre les électrodes et afin de permettre l'évacuation des gaz générés pendant la polarisation *ac*. Les électrodes sont immergées dans une cellule électrochimique à un seul compartiment rempli d'une solution composée de 2,5 % NH_4BF_4 et constamment en agitation par un agitateur magnétique. Le voltage est réglable manuellement par l'opérateur à l'aide d'une source de courant *ac* précise au 0,1 V_{AC} et mesuré par un voltmètre précis à 0,0001 V_{AC} .

Les différents paramètres ajustables étaient : le potentiel, la concentration de la solution, le temps de coloration, la température de la solution et le type de contre-électrode utilisée.

4.8 Test de coloration expérimentale

4.8.1 Système d'acquisition des données

Pour chaque série d'échantillons testés, les valeurs des différentes variables utilisées, c'est-à-dire la différence de potentiel (75 à 95 volts), la concentration de la solution 2,5 % NH_4BF_4 et la contre-électrode utilisée ont été notées manuellement par l'opérateur (Sylvain Bolduc). La température de la solution ainsi que le temps de coloration ont été maintenus constants au cours de toutes les manipulations, soit 25 °C et 10 secondes.

4.8.2 Analyse des résultats

Les colorations obtenues ont été évaluées à l'aide de comparaisons selon trois références : la couleur des fils esthétiques 0,016" et 0,016x0,022" en nickel-titane de la compagnie Cerum et de la compagnie GAC ainsi que la couleur de l'émail dentaire de l'opérateur. Aucun test statistique n'a été réalisé.

4.9 Manipulations pour les tests de coloration

4.9.1 Préparation des spécimens

Les fils utilisés provenaient tous de la compagnie Ormco. Ils se présentaient sous forme rectiligne de 35 cm de long et provenaient de différents lots. Les fils ont d'abord été déballés, puis inspectés sommairement pour éliminer la présence

d'imperfections macroscopiques. Ils ont ensuite été sectionnés en segments d'une longueur de 35 mm chacun afin de pouvoir colorer 30 mm sur chaque fil.

Puis, chaque fil a été dégraissé dans de l'acétone afin d'éliminer toutes les impuretés organiques, micro-abrasé avec de la poudre d'oxyde d'aluminium 90 microns, nettoyé au jet d'air afin d'enlever la poussière causée par le jet de sable et décapé dans une solution de 14 % HF et 14 % HNO₃ pendant 5 secondes. Finalement, les fils étaient rincés avec de l'eau nanopure, 18 MΩ.

4.9.2 Coloration des spécimens

Les fils ont été manipulés lors du processus de coloration avec des gants de nitrile afin de ne pas les contaminer. Ils ont été maintenus partiellement immergés dans la solution conductrice à l'aide d'une précelle métallique. Un potentiel précis était imposé pendant 10 secondes pour chaque échantillon. Les fils étaient ensuite retirés du montage, rincés avec de l'eau nanopure et déposés sur une feuille de papier. Figure 4.6.



Figure 4.6 : Photo et schéma de l'ensemble du montage pour les tests de coloration comprenant la cellule électrochimique à un seul compartiment, l'agitateur magnétique, la source de courant *ac* et le voltmètre.

4.10 Manipulations pour les observations SEM

La procédure utilisée pour préparer l'échantillon qui allait être observé sous microscopie électronique est identique à celle employée pour les fils esthétiques et standards qui ont été observés au microscope dans la première partie.

4.10.1 Obtention des échantillons

Un fil coloré du groupe d'échantillons dont la couleur était la plus acceptable ainsi qu'un fil TMA contrôle ont été sélectionnés arbitrairement pour être observés au microscope avant et après cyclage. Ces fils ont été préparés de la même façon que les fils qui ont subi le test de fatigue, c'est-à-dire d'une longueur de 30 mm avec des arrêts placés à chaque extrémité, nettoyés à l'éthanol 95 %, séchés à l'air comprimé, observés au microscope électronique, puis montés sur un bloc. Ils ont ensuite subi 2000 déflexions de 2 mm chacune sans arrêt pour finalement être retirés du bloc et placés soigneusement sur un porte-échantillons, la face ayant contactée le pilier vers le haut.

Ces fils ont été manipulés lors du cyclage avec des gants de latex afin d'éviter la contamination qui pourrait fausser les observations au microscope.

4.10.2 Observations SEM

Pour évaluer la résistance de la coloration du fil coloré expérimentalement ainsi que ses modifications de surface suite à 2000 cycles de fatigue, le fil expérimental adéquatement préparé a été observé au microscope et comparé avec un fil TMA contrôle ayant lui aussi subi 2000 cycles. Un microscope électronique à balayage à pression variable JSM-6460LV a été utilisé. Les fils ont été observés à un voltage de 10-20 kV en mode rétro-diffusé et à des grossissements de 33X et de 180X.

4.11 Sources d'erreurs

Les sources d'erreurs les plus flagrantes lors de la coloration expérimentale des fils orthodontiques sont les écarts de températures et le manque d'uniformité de la surface. Les écarts de températures sont attribués au fait que la coloration des échantillons génère une chaleur considérable due au passage du courant. À un voltage de 90 V_{AC}, l'intensité du courant atteint des valeurs de 8-9 A. La chaleur ainsi dégagée contribue à augmenter la température de l'électrolyte. Lorsqu'une série de fils est colorée, l'électrolyte n'a pas nécessairement la même température pour chaque échantillon. Ces écarts de température sont la cause la plus probable de la difficulté de reproduire exactement la même teinte d'un échantillon à l'autre.

La non-uniformité de la surface est due à l'étape de micro-abrasion. L'appareil étant contrôlé par l'opérateur, il est difficile d'obtenir une surface complètement uniforme puisque ceci dépend de la capacité de l'opérateur à exécuter un balayage constant à la surface des fils avec l'embout de l'appareil de micro-abrasion. Ce facteur peut induire des zones de teintes différentes lors de la coloration.

CHAPITRE CINQUIEME

RESULTATS EXPERIMENTAUX



5. RESULTATS EXPERIMENTAUX

Cette étude a été divisée en deux parties : la première a évalué les fils esthétiques qui sont actuellement en vente par les différentes compagnies et la seconde s'est penchée sur la recherche d'une nouvelle technique pour colorer les fils orthodontiques à base de titane.

- PARTIE 1 : Fils esthétiques présents sur le marché

Dans cette section, quatre points spécifiques ont été évalués : la force d'activation en flexion au début (1^{er} cycle) et en cours de cyclage (au 2000^e cycle), le nombre de cycles à la rupture et la résistance de la coloration des fils esthétiques.

5.1 Force d'activation en flexion

Les moyennes et les écarts-types des forces d'activation en flexion ont été mesurés pour chaque fil lors de la première déflexion ainsi que lors de la 2000^e déflexion de 2 mm. Ces données figurent dans les tableaux VI, VII et VIII.

Tableau VI : Forces d'activation en Newtons (N) et déviations standards des différents fils ronds et rectangulaires, standards (S) et esthétiques (E), lors de la première déflexion de 2 mm.

Type de fil	Masel		Cerum		G&H		GAC		Forestadent	
	Moy (N)	SD	Moy (N)	SD	Moy (N)	SD	Moy (N)	SD	Moy (N)	SD
0,016 E	2,38	0,9	2,49	0,37	3,09	0,19	3,25	0,29		
0,016 S	4,51	0,51	3,77	1,28	3,47	0,25	3,56	0,78	3,14	0,21
0,018 E	4,31	0,68	3,72	1,04	4,53	0,52	4,02	1,28	2,76	0,6
0,016x,022 E			6,76	0,46	6,36	0,32	5,82	0,52		
0,016x,022 S			8,53	0,6	7,49	0,24	6,90	0,45	9,5	1,01
0,018x,024 E			9,4	0,61	9,78	0,93			8,72	0,65

Les résultats obtenus lors de la première déflexion de 2 mm sont très variables entre les différents sous-groupes testés d'un même groupe pour les fils ronds (15 fils testés en deux sous-groupes de 8 fils chacun). Pour cette raison, ces données ne sont d'aucune valeur statistique et ne seront donc pas discutées ni pour les fils ronds ni pour les fils rectangulaires, même si les données des fils rectangulaires étaient valables, ceci dans le but de comparer tous les fils esthétiques et standards selon les mêmes critères. De leur côté, les résultats au cycle 2000 entre les sous-groupes d'un même échantillon sont beaucoup plus constants et ont un intérêt certain (tableau VII et VIII).

Tableau VII : Comparaison de la force de déflexion entre les fils ronds standards (S) et esthétiques (E) au 2000^e cycle.

Compagnies	Fils (")	Moyenne (N)	SD	Probabilité (p)
Masel	0,016 E	2,9	0,46	0,0001
	0,016 S	4,48	0,60	
Masel	0,018 E	3,45	0,33	0,0001
	0,016 S	4,48	0,60	
G&H	0,016 E	2,93	0,38	0,0001
	0,016 S	4,02	0,38	
G&H	0,018 E	4,41	0,38	0,008
	0,016 S	4,02	0,38	
Forestadent	0,018 E	4,25	0,21	0,0001
	0,016 S	4,88	0,41	
Cerum	0,016 E	3,04	0,38	0,0001
	0,016 S	5,15	0,54	
Cerum	0,018 E	4,77	0,31	0,02
	0,016 S	5,15	0,54	
GAC	0,016 E	3,12	0,33	0,0001
	0,016 S	4,20	0,46	
GAC	0,018 E	5,12	0,37	0,0001
	0,016 S	4,20	0,46	

Tableau VIII : Comparaison de la force de déflexion entre les fils rectangulaires standards (S) et esthétiques (E) au 2000^e cycle.

Compagnies	Fils (")	Moyenne (N)	SD	Probabilité (p)
G&H	0,016x0,022 E	6,4	0,43	0,0001
	0,016x0,022 S	8,24	0,86	
G&H	0,018x0,024 E	9,87	1,01	0,0001
	0,016x0,022 S	8,24	0,86	
Forestadent	0,018x0,024 E	9,26	0,58	0,0001
	0,016x0,022 S	10,43	0,64	
Cerum	0,016x0,022 E	6,81	0,92	0,0001
	0,016x0,022 S	10,03	1,07	
Cerum	0,018x0,024 E	10,07	0,61	0,91
	0,016x0,022 S	10,03	1,07	
GAC	0,016x0,022 E	5,8	0,67	0,0001
	0,016x0,022 S	7,30	0,95	

Cet ensemble de données permet de comparer la force d'activation en flexion des fils esthétiques par rapport à leurs homologues standards. Un test statistique, *two-sample t test*, a permis de démontrer que lors du 2000^e cycle de fatigue, tous les fils standards sont statistiquement supérieurs aux fils esthétiques lorsque des fils de même grosseur sont comparés ensemble, soit 0,016" esthétique avec 0,016" standard et 0,016x0,022" esthétique avec 0,016x0,022" standard.

Cependant, lorsque les fils standards sont comparés avec des fils esthétiques une taille plus grande, taille supérieure causée par l'épaisseur de la couche esthétique, les résultats sont beaucoup plus comparables. Ainsi, lorsque les fils 0,016" standards sont comparés avec les 0,018" esthétiques, les fils standards des compagnies Forestadent et Masel sont encore statistiquement supérieurs aux fils esthétiques, ceux de la

compagnie Cerum ne démontrent plus qu'une tendance à la supériorité sur leurs homologues esthétiques et, de leur côté, les fils esthétiques des compagnies G&H et GAC sont statistiquement supérieurs aux fils standards.

Le même genre de scénario se répète pour les fils rectangulaires. Lorsque les fils standard 0,016x0,022" sont comparés avec les fils esthétiques 0,018x0,024", les fils standard de la compagnie Forestadent sont encore statistiquement supérieurs aux fils esthétiques, ceux de la compagnie Cerum sont équivalents à leurs homologues esthétiques et, de leur côté, les fils esthétiques de la compagnie G&H sont statistiquement supérieurs aux fils standard. La compagnie GAC n'est pas représentée ici car elle ne produit pas de fils esthétiques 0,018x0,024" en nickel-titane.

Les fils esthétiques des différentes compagnies peuvent également être comparés entre eux. Pour ce faire, un test *one-way ANOVA* a été réalisé ainsi qu'un test de *Tukey HDS* (tableaux IX et X). Pour ce qui est des fils 0,016", aucune différence significative n'a été identifiée entre les compagnies Cerum, G&H, GAC et Masel (figure 5.1). Par contre, il existe une différence significative entre les fils 0,018" esthétiques des compagnies Cerum, Forestadent, Masel, G&H et GAC. Le fil ayant la plus grande force de déflexion lors du 2000^e cycle est celui de la compagnie GAC, qui est statistiquement supérieur à tous les fils 0,018" des autres compagnies sauf celui de Cerum, qui est équivalent. Le fil 0,018" de Cerum arrive donc au second rang étant statistiquement supérieur aux fils de Forestadent et Masel, mais équivalent à ceux de GAC et G&H. En troisième place se trouve le fils de G&H qui est statistiquement supérieur à celui de Masel, mais équivalent au fil de Forestadent. La quatrième position revient à Forestadent qui est statistiquement supérieur à Masel qui lui, se retrouve dernier (figure 5.1).

Tableau IX : Résultats des comparaisons multiples du test *Tukey HDS* pour la force de déflexion (N) sur 2 mm au cycle 2000 des fils 0,016" esthétiques.

Moyennes	Compagnies	Cerum	G&H	GAC	Masel
3,04	Cerum	1,000000			
2,93	G&H	0,892659	1,000000		
3,12	GAC	0,928531	0,547075	1,000000	
2,90	Masel	0,780149	0,995326	0,403003	1,000000

Tableau X : Résultats des comparaisons multiples du test *Tukey HDS* pour la force de déflexion (N) sur 2 mm au cycle 2000 des fils 0,018" esthétiques.

Moyennes	Compagnies	Cerum	Forestadent	G&H	GAC	Masel
4,77	Cerum	1,000000				
4,25	Forestadent	0,000389	1,000000			
4,41	G&H	0,030303	0,638579	1,000000		
5,12	GAC	0,041472	0,000005	0,000006	1,000000	
3,45	Masel	0,000005	0,000005	0,000005	0,000005	1,000000

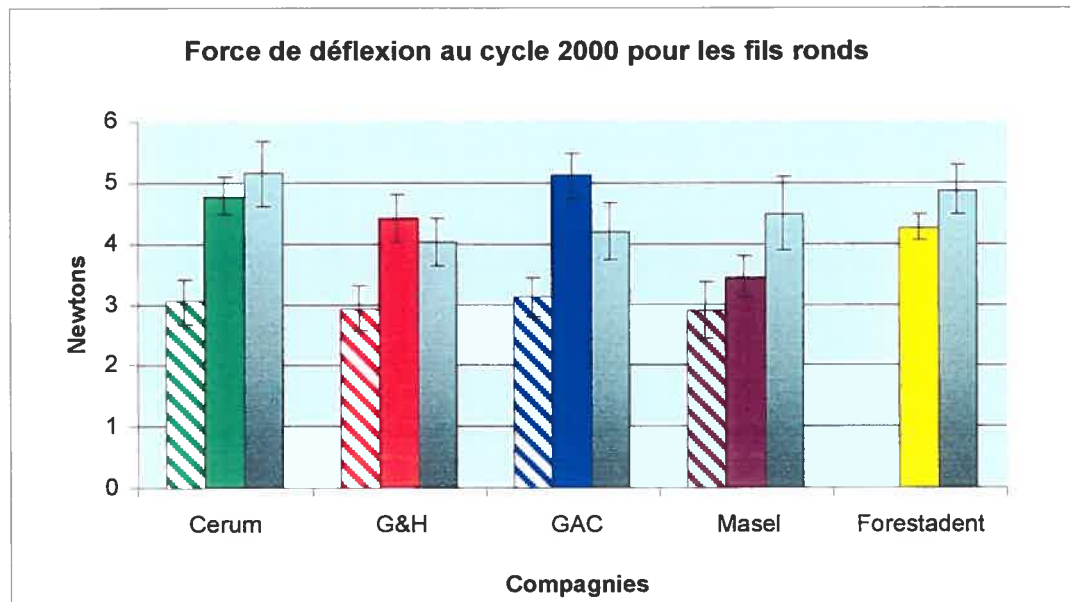


Figure 5.1 : Force de déflexion sur 2 mm au cycle 2000 des fils esthétiques 0,016" = colonnes rayées, esthétiques 0,018" = colonnes pleines et 0,016" standards = colonnes grises.

De leur côté, les fils esthétiques rectangulaires présentent des différences entre les compagnies, mais ils sont relativement près les uns des autres (tableaux XI et XII). Les fils 0,016x0,022" de la compagnie Cerum sont statistiquement supérieurs aux fils de GAC. Cependant, les fils de Cerum ne présentent pas de différence significative avec ceux de G&H qui eux ne présentent pas non plus de différence significative avec les fils de GAC. Pour les fils esthétiques 0,018x0,024", les fils des trois compagnies, Cerum, G&H et Forestadent sont équivalents (figure 5.2).

Tableau XI : Résultats des comparaisons multiples du test *Tukey HDS* pour la force de déflexion (N) sur 2 mm au cycle 2000 des fils 0,016x0,022" esthétiques.

Moyennes	Compagnies	Cerum	G&H	GAC
6,81	Cerum	1,000000		
6,40	G&H	0,257550	1,000000	
5,80	GAC	0,000893	0,061834	1,000000

Tableau XII : Résultats des comparaisons multiples du test *Tukey HDS* pour la force de déflexion (N) sur 2 mm au cycle 2000 des fils 0,018x0,024" esthétiques.

Moyennes	Compagnies	Cerum	Forestadent	G&H
10,07	Cerum	1,000000		
9,26	Forestadent	0,016086	1,000000	
9,87	G&H	0,764037	0,083536	1,000000

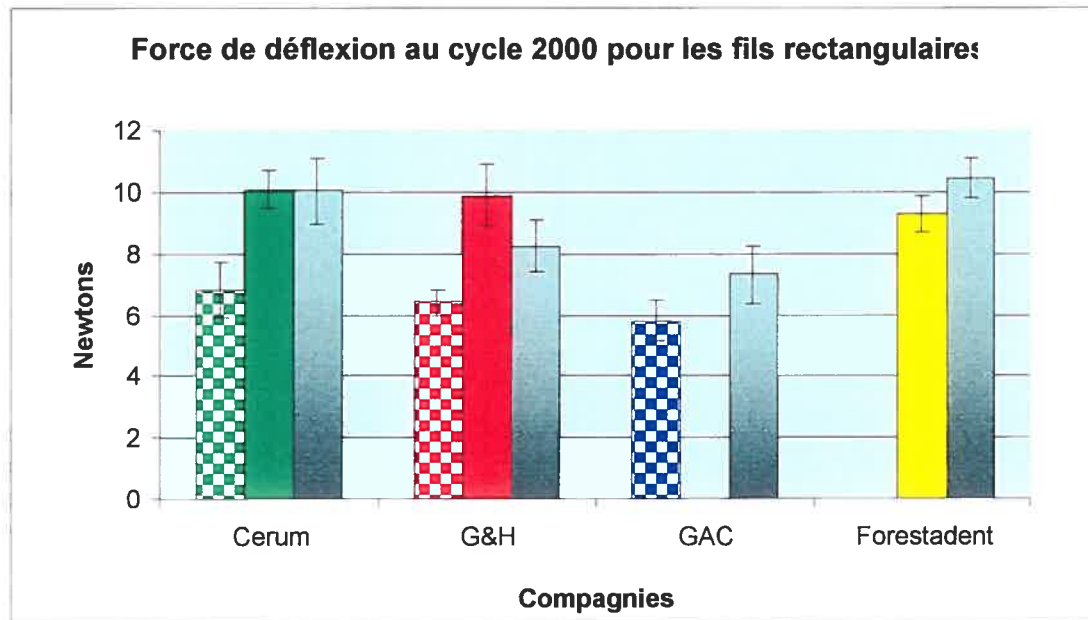


Figure 5.2 : Force de déflexion sur 2 mm au cycle 2000 des fils esthétiques 0,016x0,022" = colonnes quadrillées, esthétiques 0,018x0,024" = colonnes pleines et 0,016x0,022" standards = colonnes grises.

5.2 Nombre de cycles à la rupture

Pour les fils ronds, le nombre de cycles à la rupture est très variable entre les différentes compagnies, allant de 4107 à 19071, ainsi qu'à l'intérieur d'une même compagnie selon la grosseur et la couleur des fils. Ces données sont énumérées au tableau XIII.

Tableau XIII : Comparaison du nombre de cycles à la rupture entre les fils ronds standards (S) et esthétiques (E).

Compagnies	Fils (")	Nbre cycles rupture	SD	Coefficients de variation	Probabilité (p)
Masel	0,016 E	8549	3201	37%	0,08
	0,016 S	10278	1820	18%	
Masel	0,018 E	8221	2246	27%	0,01
	0,016 S	10278	1820	18%	
G&H	0,016 E	7637	2528	33%	0,0001
	0,016 S	18365	6953	38%	
G&H	0,018 E	19071	6637	35%	0,77
	0,016 S	18365	6953	38%	
Forestadent	0,018 E	9603	1850	19%	0,0007
	0,016 S	6960	1961	28%	
Cerum	0,016 E	15169	6957	46%	0,0001
	0,016 S	5721	1131	20%	
Cerum	0,018 E	18610	6095	33%	0,0001
	0,016 S	5721	1131	20%	
GAC	0,016 E	4107	612	15%	0,0001
	0,016 S	7635	1689	22%	
GAC	0,018 E	4529	867	19%	0,0001
	0,016 S	7635	1689	22%	

Les comparaisons faites à l'aide d'un *two-sample t test* entre les fils ronds esthétiques et standards montrent que pour des grosseurs égales, c'est-à-dire lorsqu'un fil esthétique mesurant 0,016" après sa coloration est comparé avec un fil 0,016" standard, les fils standards sont significativement supérieurs aux fils esthétiques pour

la compagnie G&H et GAC, sont équivalents pour Masel et fracturent plus rapidement que les fils esthétiques chez la compagnie Cerum.

Dans un deuxième temps, la comparaison des fils 0,016" standards avec les 0,018" esthétiques montrent que chez les compagnies Forestadent et Cerum, les fils esthétiques sont supérieurs aux fils standards, chez G&H ils sont équivalents et chez GAC et Masel, les fils standards sont toujours supérieurs.

Pour les fils rectangulaires, le nombre de cycles à la rupture est beaucoup plus restreint, variant entre 3309 à 5997 cycles, à l'exception des fils 0,016x0,022" standards de GAC qui ont une moyenne de 10708 cycles à la rupture. Ces données se retrouvent au tableau XIV.

Tableau XIV : Comparaison du nombre de cycles à la rupture entre les fils rectangulaires standards et esthétiques.

Compagnies	Fils (")	Nbre cycles rupture	SD	Coefficient de variation	Probabilité (p)
G&H	0,016x0,022 E	4940	1286	26%	0,14
	0,016x0,022 S	5977	2361	40%	
G&H	0,018x0,024 E	3658	531	15%	0,0009
	0,016x0,022 S	5977	2361	40%	
Forestadent	0,018x0,024 E	5234	1090	21%	0,0001
	0,016x0,022 S	3835	598	16%	
Cerum	0,016x0,022 E	4074	657	16%	0,006
	0,016x0,022 S	3309	771	23%	
Cerum	0,018x0,024 E	3720	608	16%	0,11
	0,016x0,022 S	3309	771	23%	
GAC	0,016x0,022 E	4280	688	16%	0,0001
	0,016x0,022 S	10708	2699	25%	

Des différences statistiquement significatives ont tout de même été identifiées. Lorsque les fils 0,016x0,022" esthétiques sont comparés à leurs homologues standard, les fils esthétiques de Cerum sont statistiquement supérieurs, ceux de G&H sont équivalents tandis que ceux de GAC sont statistiquement inférieurs. De leur côté, les résultats de la comparaison des fils 0,018x0,024" esthétiques avec les fils 0,016x0,022" standards montrent que les fils esthétiques de Forestadent sont supérieurs aux fils standards, ceux de Cerum sont équivalents et ceux de G&H sont inférieurs.

Un test *one-way ANOVA* a été réalisé ainsi qu'un test de *Tukey HDS* afin de permettre la comparaison des différents fils esthétiques entre eux selon leur dimension (tableaux XV et XVI). Ils montrent que pour les fils 0,016", ceux de Cerum sont nettement plus résistants à la fracture que tous les autres tandis que les fils des compagnies Masel, G&H et GAC sont relativement équivalents si ce n'est que les fils de GAC sont légèrement moins résistants. Pour les fils 0,018" esthétiques, ceux des compagnies Cerum et G&H se démarquent complètement des ceux de Forestadent, Masel et les fils de GAC terminent derniers (figure 5.3).

Tableau XV : Résultats des comparaisons multiples du test *Tukey HDS* pour le nombre de cycles à la rupture des fils 0,016" esthétiques.

Moyennes	Compagnies	Cerum	G&H	GAC	Masel
15169	Cerum	1,000000			
7637	G&H	0,000025	1,000000		
4107	GAC	0,000005	0,079238	1,000000	
8549,00	Masel	0,000185	0,924398	0,016242	1,000000

Tableau XVI : Résultats des comparaisons multiples du test *Tukey HDS* pour le nombre de cycles à la rupture des fils 0,018" esthétiques.

Moyennes	Compagnies	Cerum	Forestadent	G&H	GAC	Masel
18610	Cerum	1,000000				
9603	Forestadent	0,000007	1,000000			
19071	G&H	0,998272	0,000005	1,000000		
4529	GAC	0,000005	0,014110	0,000005	1,000000	
8221	Masel	0,000005	0,899830	0,000005	0,133728	1,000000

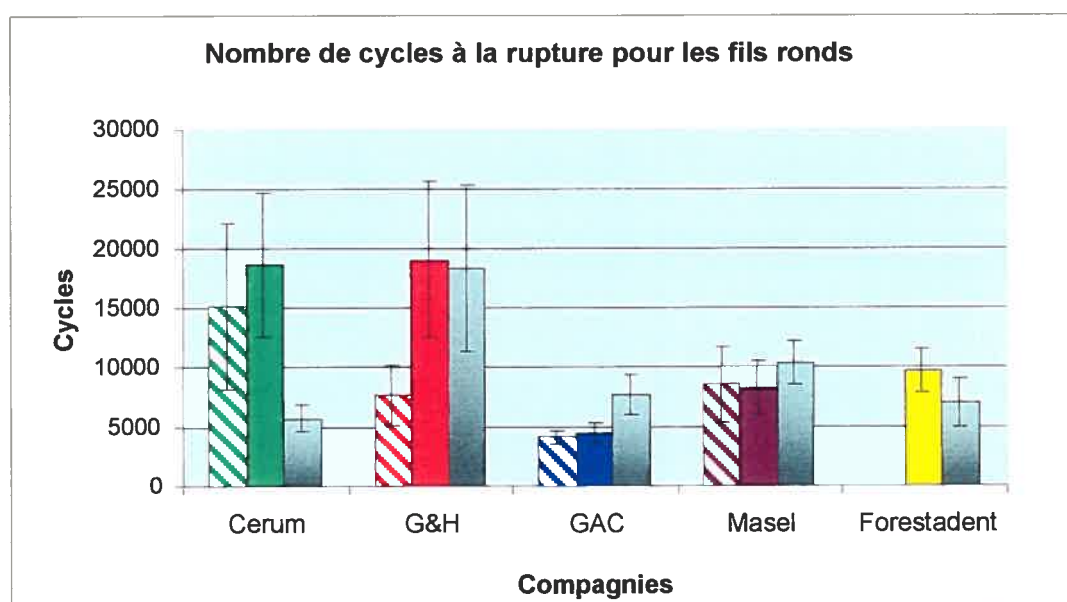


Figure 5.3 : Nombre de cycles à la rupture des fils esthétiques 0,016" = colonnes rayées, esthétiques 0,018" = colonnes pleines et 0,016" standards = colonnes grises.

Les fils esthétiques rectangulaires présentent des différences entre compagnies, mais ils sont, encore une fois, relativement près les uns des autres (tableaux XVII et XVIII). Les fils 0,016x0,022" de toutes les compagnies sont équivalents. Pour les fils esthétiques 0,018x0,024", ceux de la compagnie Forestadent se démarquent significativement de ceux de Cerum et G&H qui sont cependant équivalents l'un par rapport à l'autre (figure 5.4).

Tableau XVII : Résultats des comparaisons multiples du test *Tukey HDS* pour le nombre de cycles à la rupture des fils 0,016x0,022" esthétiques.

Moyennes	Compagnies	Cerum	G&H	GAC
4074	Cerum	1,000000		
4940	G&H	0,036391	1,000000	
4280	GAC	0,815174	0,135951	1,000000

Tableau XVIII : Résultats des comparaisons multiples du test *Tukey HDS* pour le nombre de cycles à la rupture des fils 0,018x0,024" esthétiques.

Moyennes	Compagnies	Cerum	Forestadent	G&H
3720	Cerum	1,000000		
5234	Forestadent	0,000024	1,000000	
3658	G&H	0,974797	0,000017	1,000000

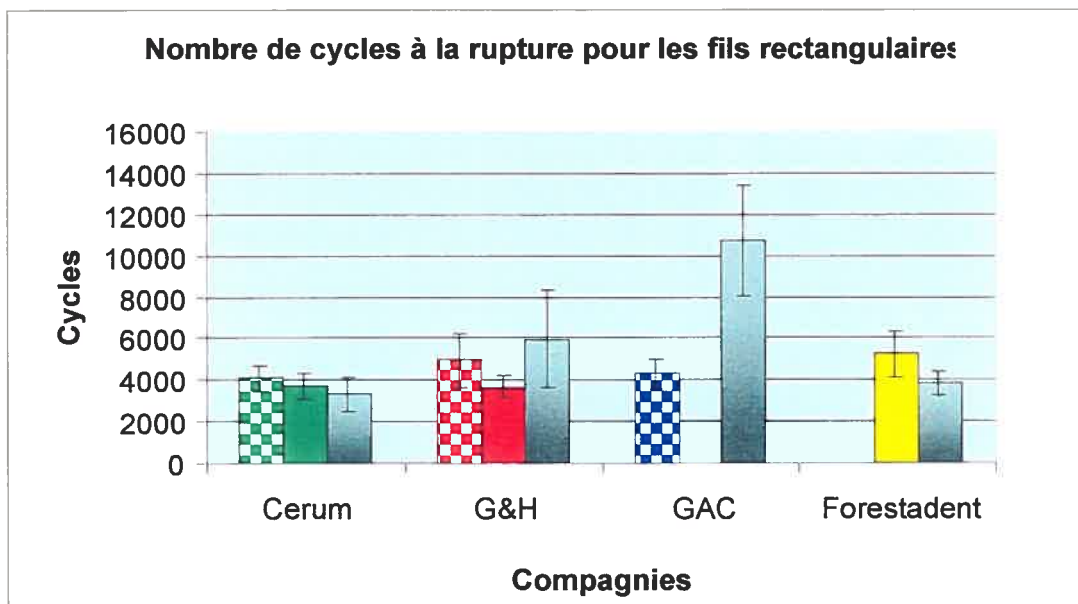


Figure 5.4 : Nombre de cycles à la rupture des fils esthétiques 0,016x0,022" = colonnes quadrillées, esthétiques 0,018x0,024" = colonnes pleines et 0,016x0,022" standards = colonnes grises.

5.3 Résistance de la coloration des fils esthétiques

L'état de la coloration des fils esthétiques, suite à un cyclage de 2000 déflexions de 2 mm chacune, a été évalué en deux points.

5.3.1 Observations macroscopiques

Premièrement, l'état de la coloration suite à 2000 déflexions de 2 mm chacune démontre qu'il y a des différences statistiquement significatives entre les différents fils (tableau XIX et XX). Une analyse de variance *Kruskal-Wallis one-way* a permis de comparer l'ensemble des fils esthétiques, tandis qu'un test *U Mann-Whitney* a permis de comparer les fils deux par deux et de classer les fils esthétiques ronds en ordre décroissant de résistance de la coloration : Cerum, GAC et G&H, Masel et finalement Forestadent.

Tableau XIX : État de la résistance de la coloration des fils esthétiques ronds suite à un cyclage de 2000 déflexions de 2 mm chacune. Plus le chiffre du fil est élevé, plus la coloration du fil est abîmée par le cyclage.

Fils	N	Sous-groupes		
		1	2	3
Masel 0,018	15	26		
Forestadent 0,018	15	24		
G&H 0,016	15	19	19	
GAC 0,018	15		14	
GAC 0,016	15		13	13
G&H 0,018	15		13	13
Masel 0,016	15		11	11
Cerum 0,018	15			8
Cerum 0,016	15			5
Probabilité (p)		0,621	0,108	0,034

De son côté, la résistance de la coloration des fils rectangulaires est similaire pour les fils de toutes les compagnies testées, mais démontre clairement que les fils 0,016x0,022" sont plus résistants que les fils 0,018x0,024".

Tableau XX : État de la résistance de la coloration des fils esthétiques rectangulaires suite à un cyclage de 2000 déflexions de 2 mm chacune. Plus le chiffre du fil est élevé, plus la coloration du fil est abîmée par le cyclage.

Fils	N	Sous-groupes		
		1	2	3
Forestadent 0,018x0,024	15	9		
Cerum 0,018x0,024	15	10		
G&H 0,018x0,024	15	11	11	
Cerum 0,016x0,022	15		8	8
GAC 0,016x0,022	15		7	7
G&H 0,016x0,022	15			5
Probabilité (p)		0,369	0,028	0,208

5.3.2 Observations au microscope électronique

Deuxièmement, les observations au microscope électronique à balayage à pression variable JSM-6460LV semblent vouloir mettre en évidence le fait que la coloration des fils esthétiques est affectée dans tous les cas par le test de cyclage, tandis que les fils standards ne semblent pas affectés de façon significative. Le degré d'atteinte varie d'une compagnie à l'autre, mais aussi d'un fil à l'autre à l'intérieur d'un même groupe. Les observations au microscope électronique des figures 5.5 à 5.22 ont été réalisées sur un seul fil de chaque groupe et ne représentent donc pas nécessairement la moyenne de chacun des ces groupes. Cependant, elles permettent tout de même de comparer la topographie des fils non cyclés esthétiques et standards et d'apprécier l'impact général du cyclage sur ces fils.

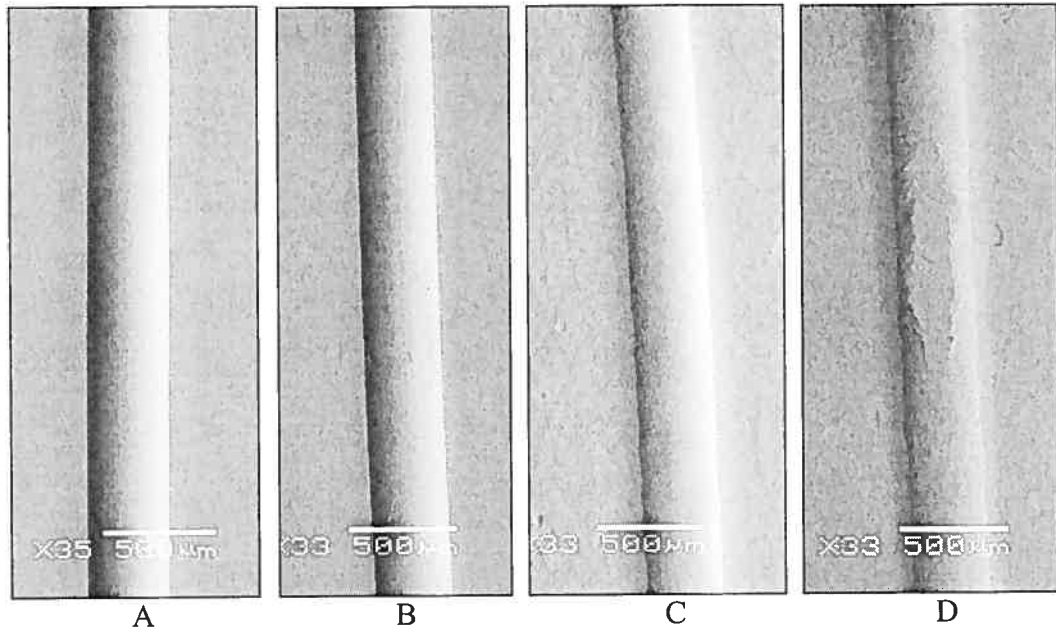


Figure 5.5 : Fils 0,016" de Cerum à 33X. Standard : A avant et B après cyclage.
Esthétique : C avant et D après cyclage.

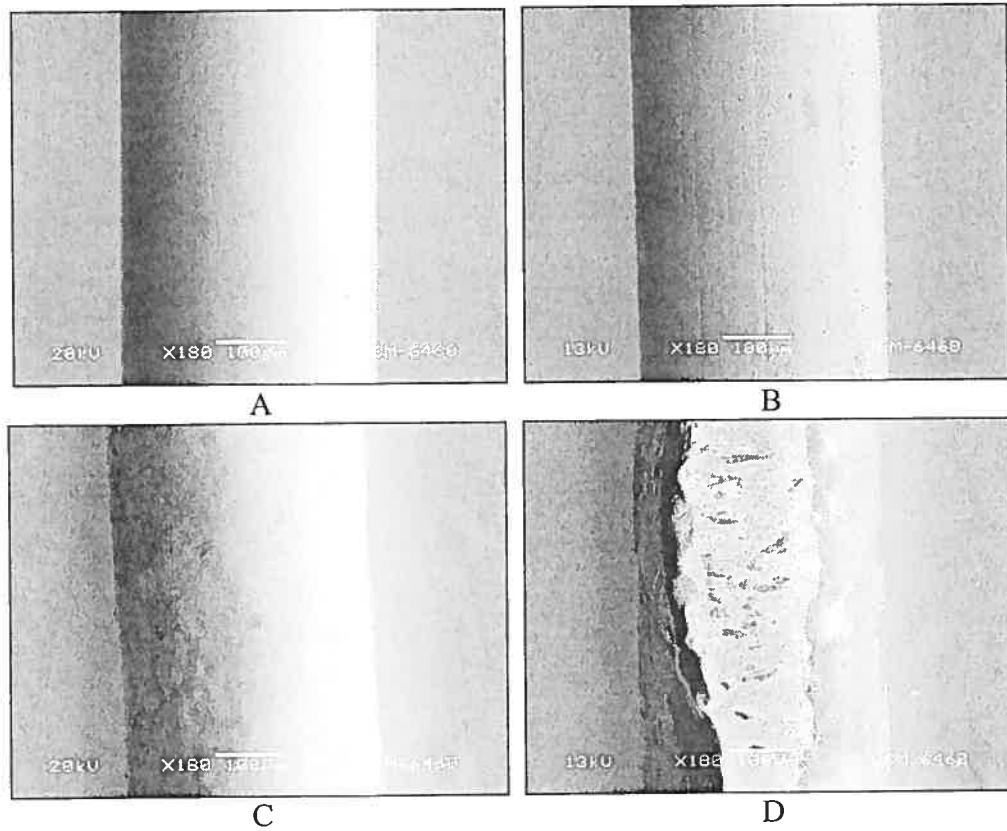


Figure 5.6 : Fils 0,016" de Cerum à 180X. Standard : A avant et B après cyclage.
Esthétique : C avant et D après cyclage.

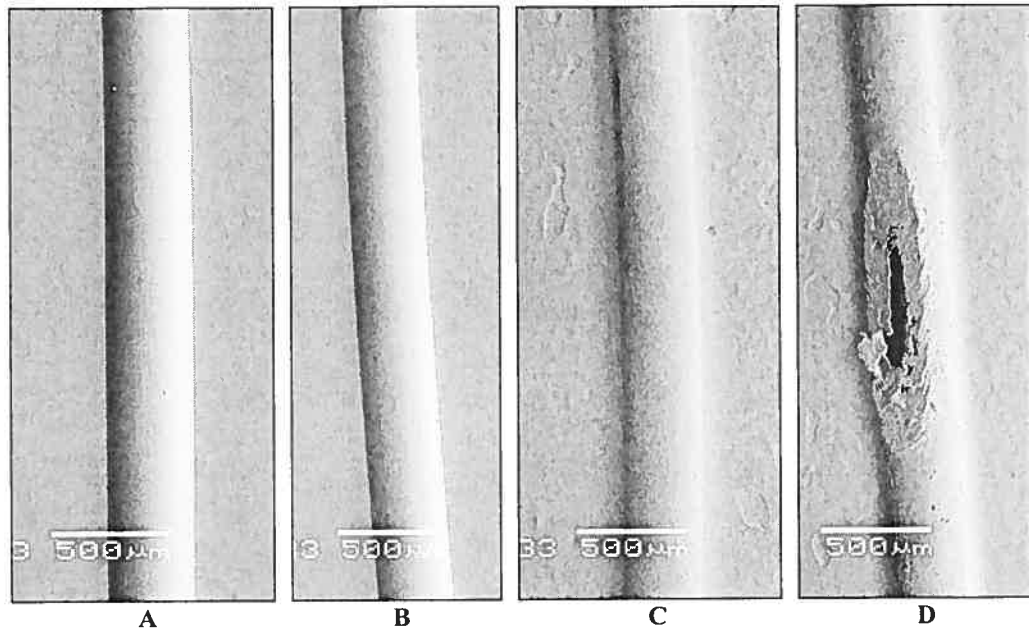


Figure 5.7 : Fils 0,016" de G&H à 33X. Standard : A avant et B après cyclage.
Esthétique : C avant et D après cyclage.

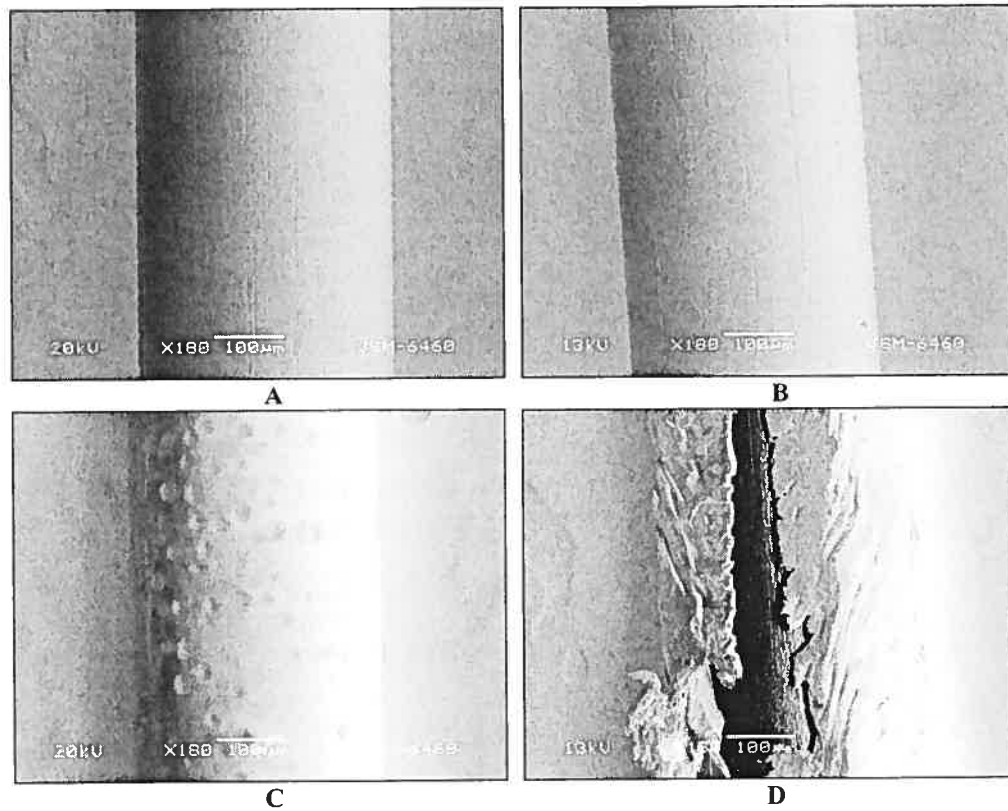


Figure 5.8 : Fils 0,016" de G&H à 180X. Standard : A avant et B après cyclage.
Esthétique : C avant et D après cyclage.

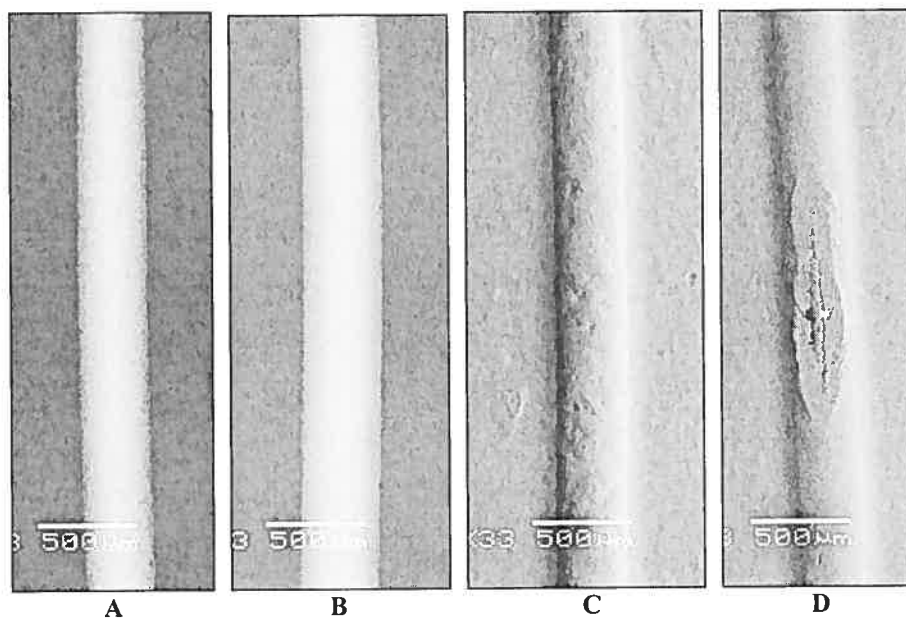


Figure 5.9 : Fils 0,016" de GAC à 33X. Standard : A avant et B après cyclage.
Esthétique C avant et D après cyclage.

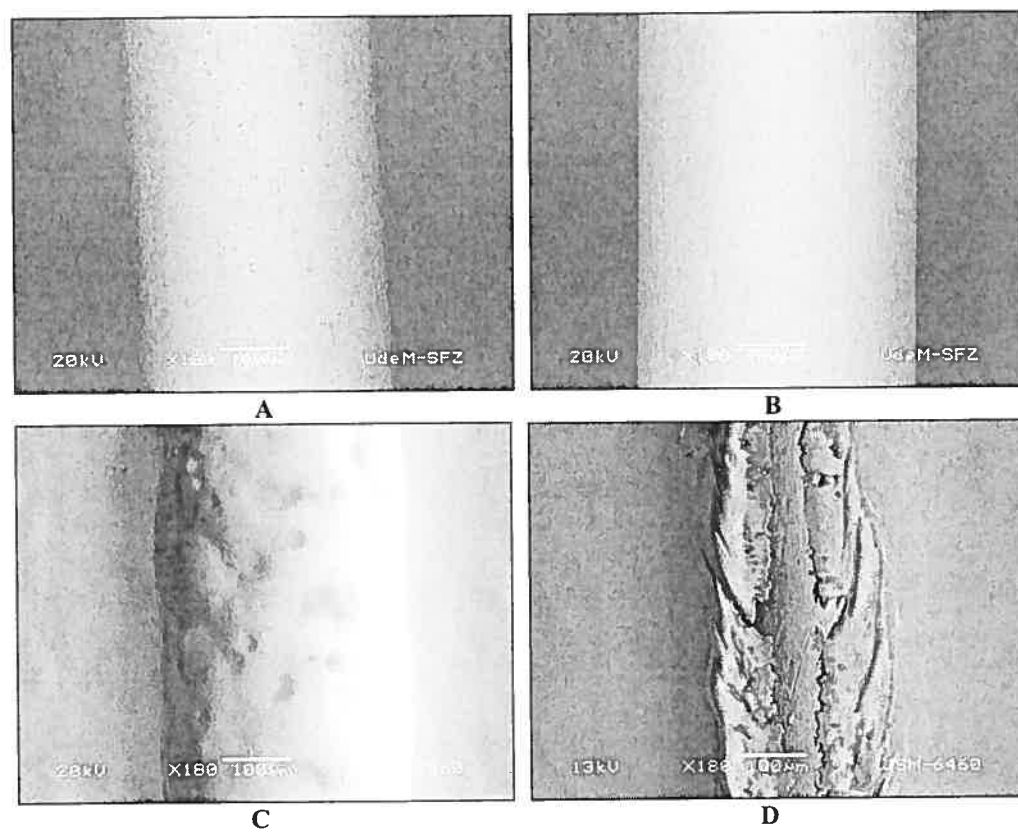


Figure 5.10 : Fils 0,016" de GAC à 180X. Standard : A avant et B après cyclage.
Esthétique C avant et D après cyclage.

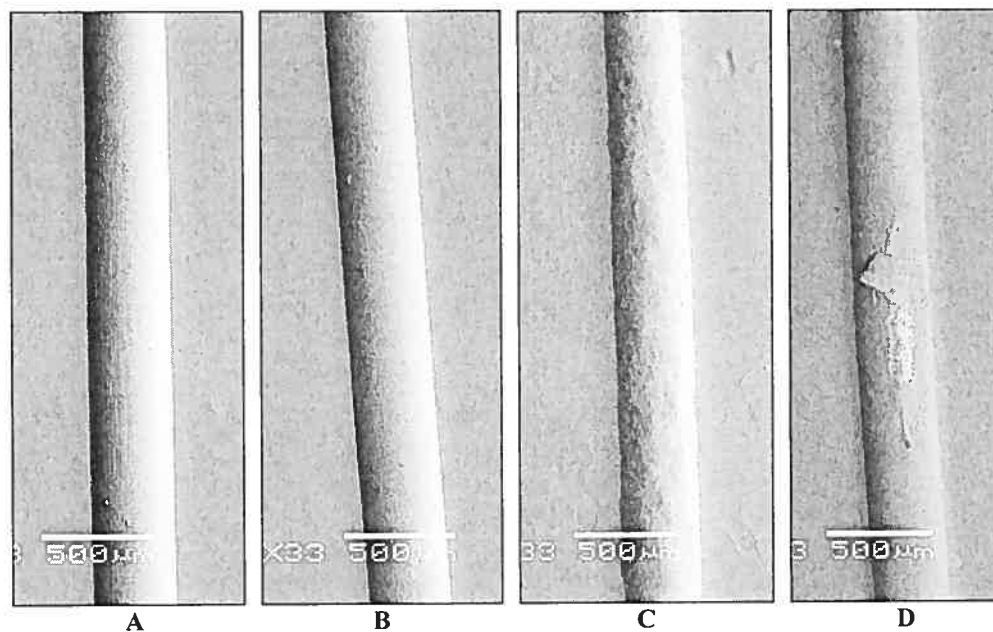


Figure 5.11 : Fils 0,016" de Masel à 33X. Standard : A avant et B après cyclage.
Esthétique : C avant et D après cyclage.

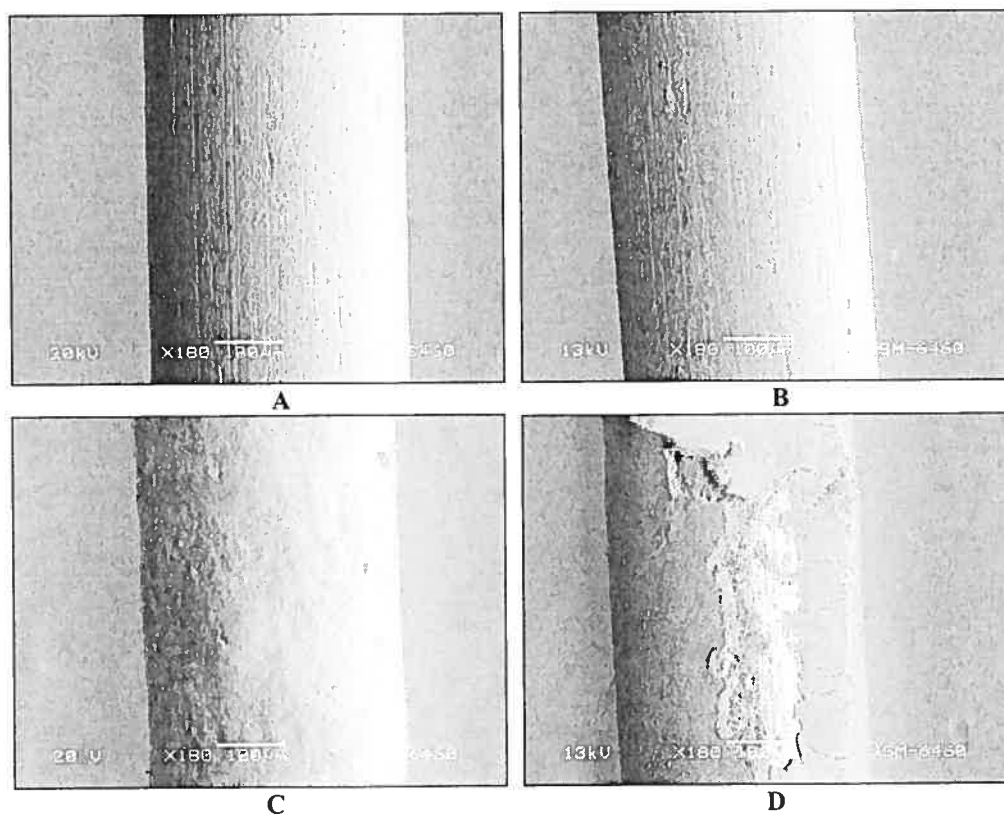


Figure 5.12 : Fils 0,016" de Masel à 180X. Standard : A avant et B après cyclage.
Esthétique : C avant et D après cyclage.

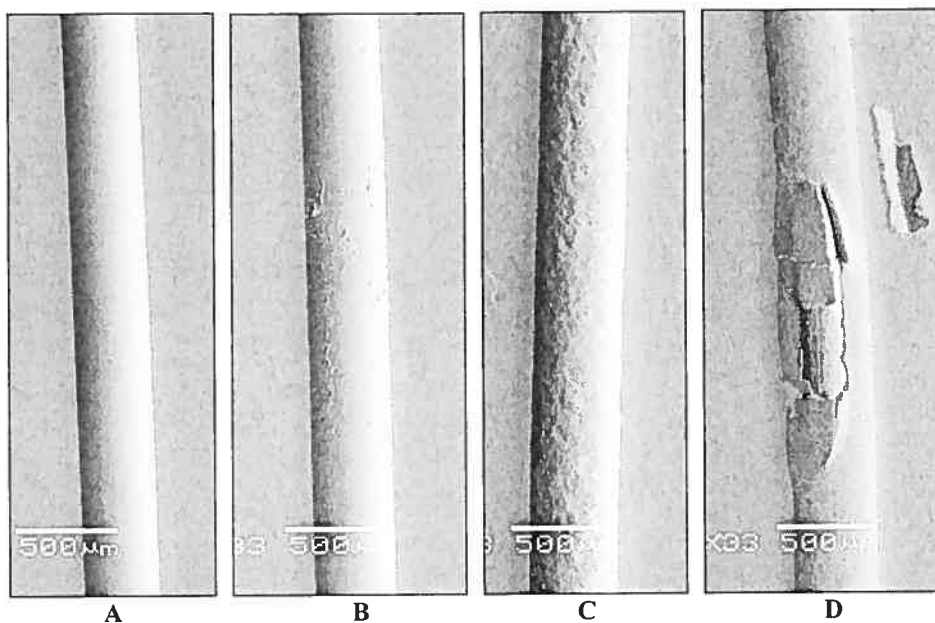


Figure 5.13 : Fils de Forestadent à 33X. Standard 0,016" : A avant et B après cyclage.
Esthétiques 0,018" : C avant et D après cyclage.

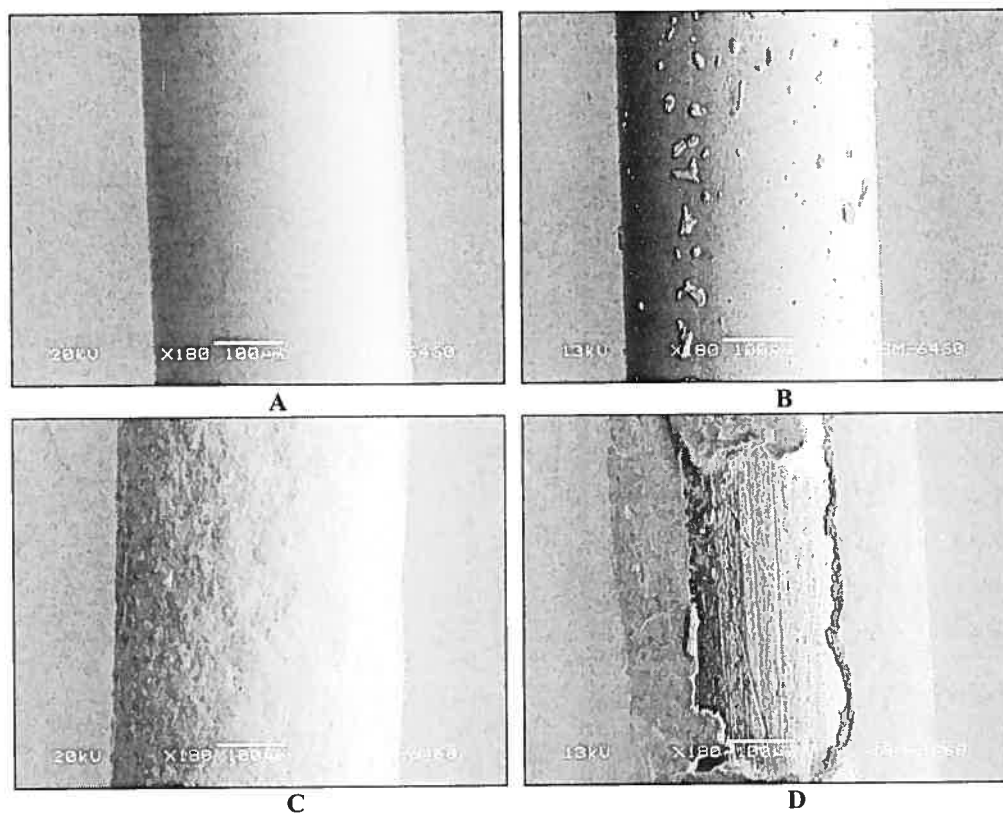


Figure 5.14 : Fils de Forestadent à 180X. Standard 0,016" : A avant et B après cyclage.
Esthétiques 0,018" : C avant et D après cyclage.

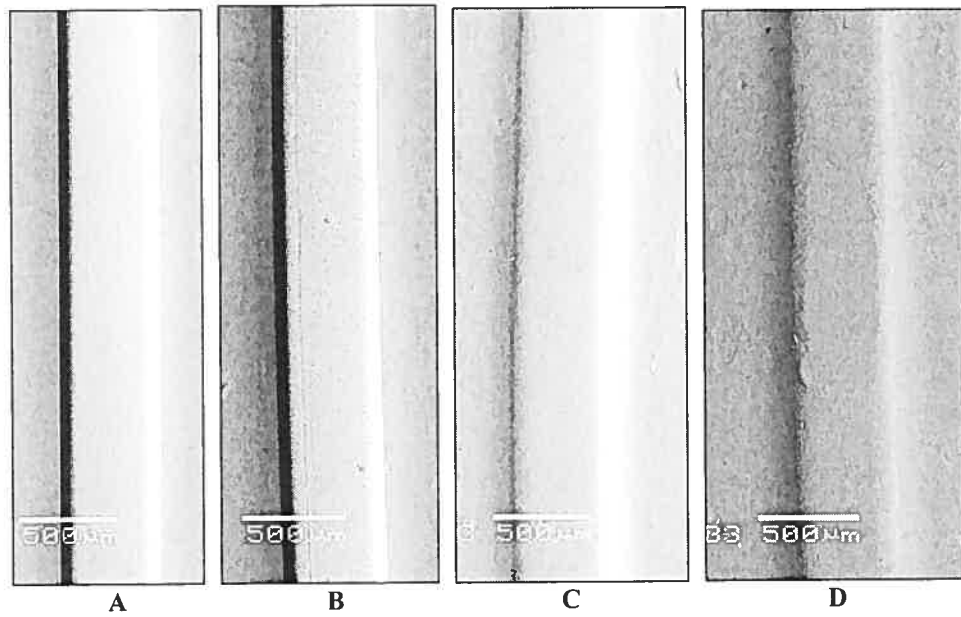


Figure 5.15 : Fils 0,016x0,022" de Cerum à 33X. Standard : A avant et B après cyclage.
Esthétique : C avant et D après cyclage.

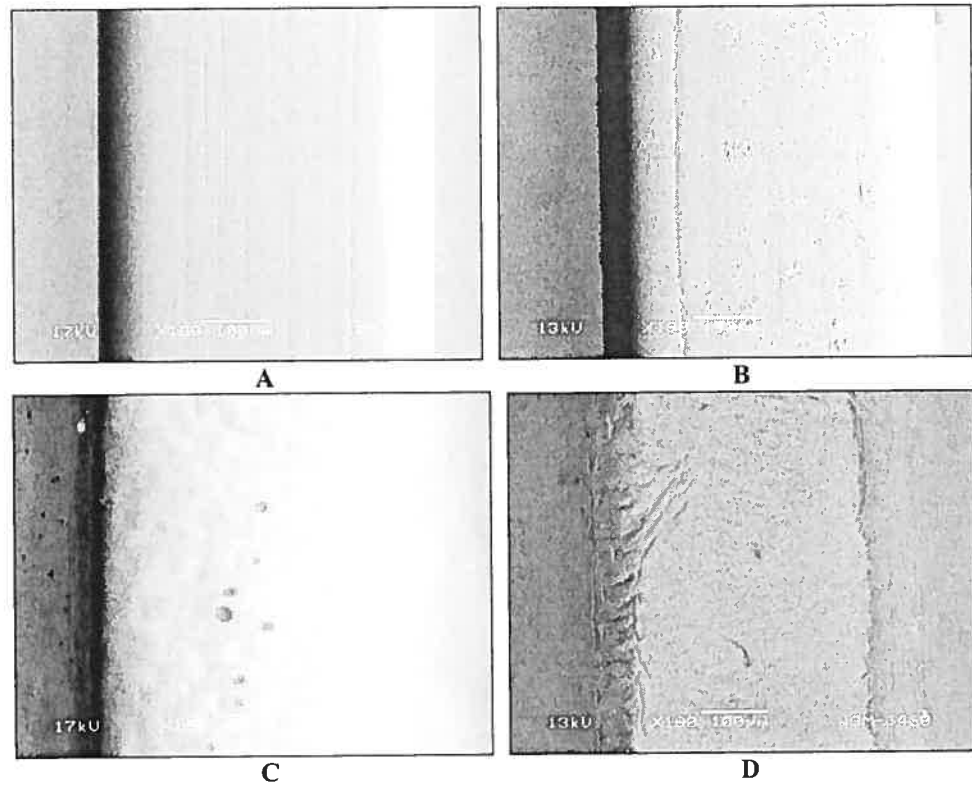


Figure 5.16 : Fils 0,016x0,022" de Cerum à 180X. Standard : A avant et B après cyclage.
Esthétique : C avant et D après cyclage.

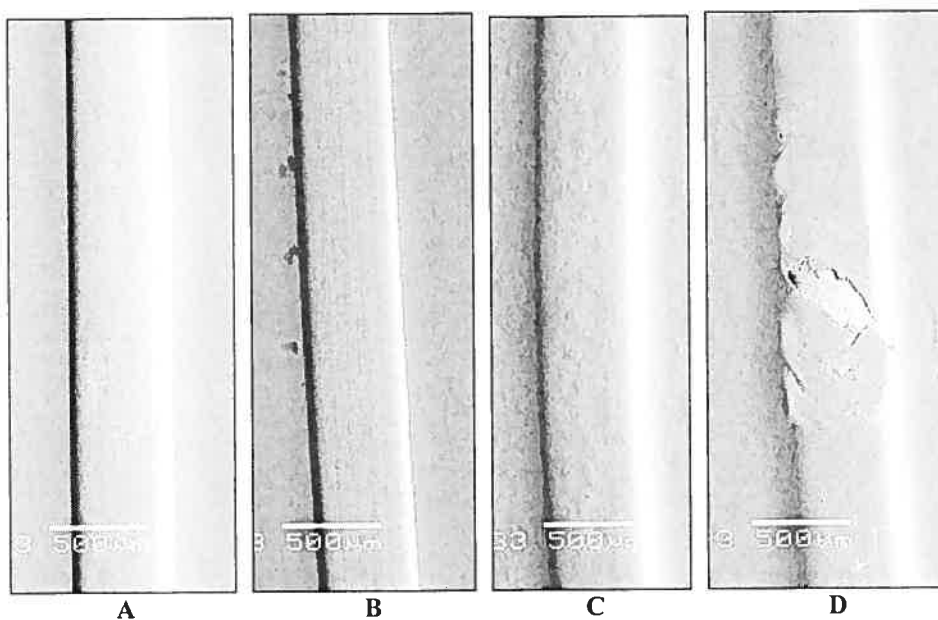


Figure 5.17 : Fils 0,016x0,022" de G&H à 33X. Standard : A avant et B après cyclage.
Esthétique : C avant et D après cyclage.

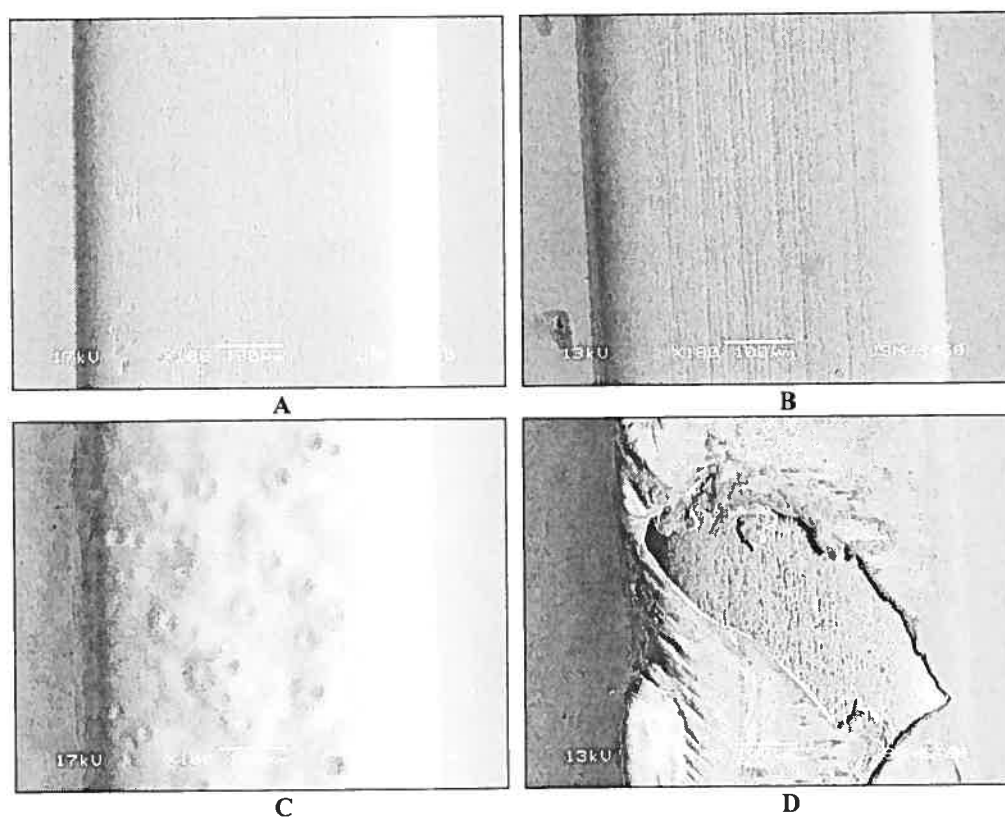


Figure 5.18 : Fils 0,016x0,022" de G&H à 180X. Standard : A avant et B après cyclage.
Esthétique : C avant et D après cyclage.

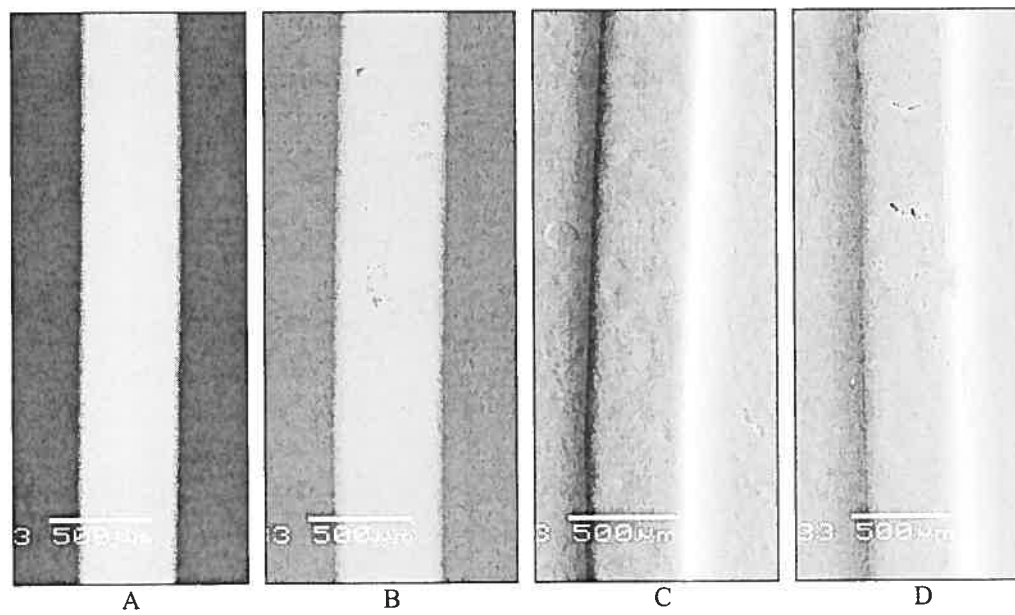


Figure 5.19 : Fils 0,016x0,022" de GAC à 33X. Standard : **A** avant et **B** après cyclage.
Esthétique : **C** avant et **D** après cyclage.

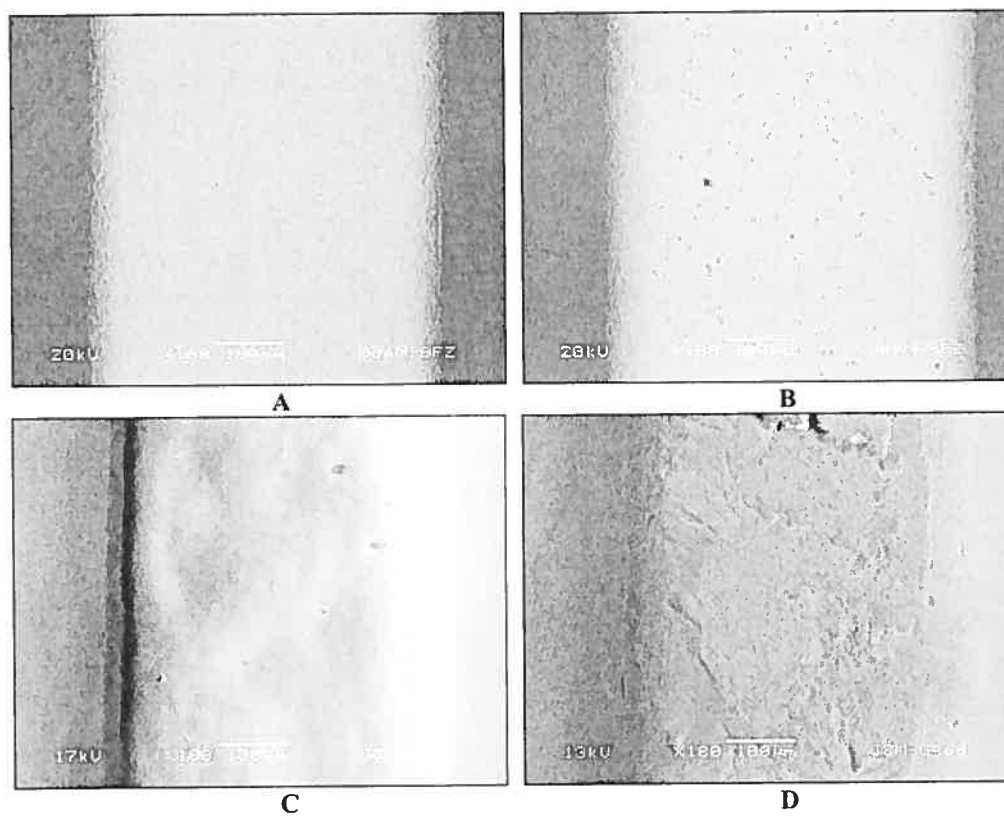


Figure 5.20 : Fils 0,016x0,022" de GAC à 180X. Standard : **A** avant et **B** après cyclage.
Esthétique : **C** avant et **D** après cyclage.

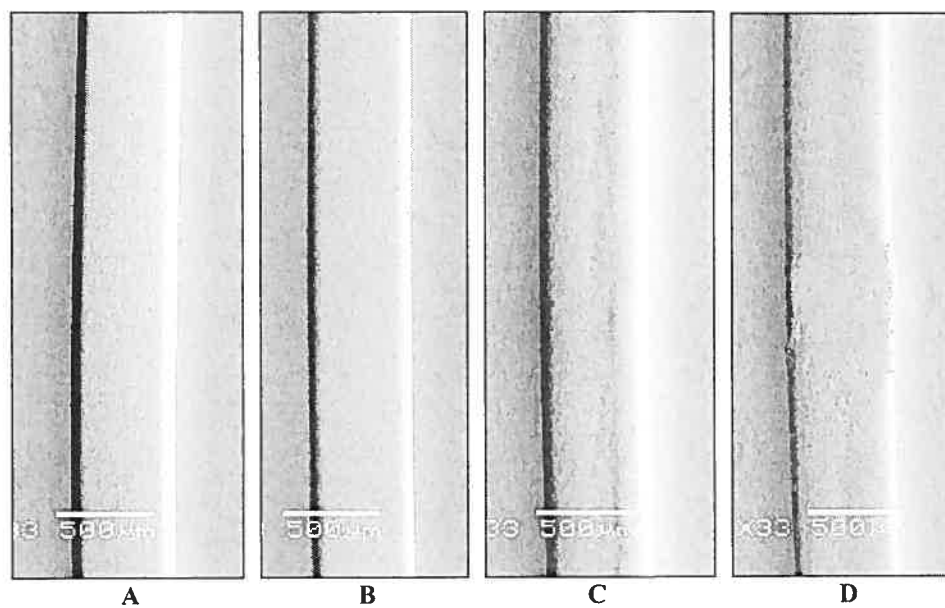


Figure 5.21 : Fils de Forestadent à 33X. Standard 0,016x0,022" : A avant et B après cyclage.
Esthétique 0,018x0,024" : C avant et D après cyclage.

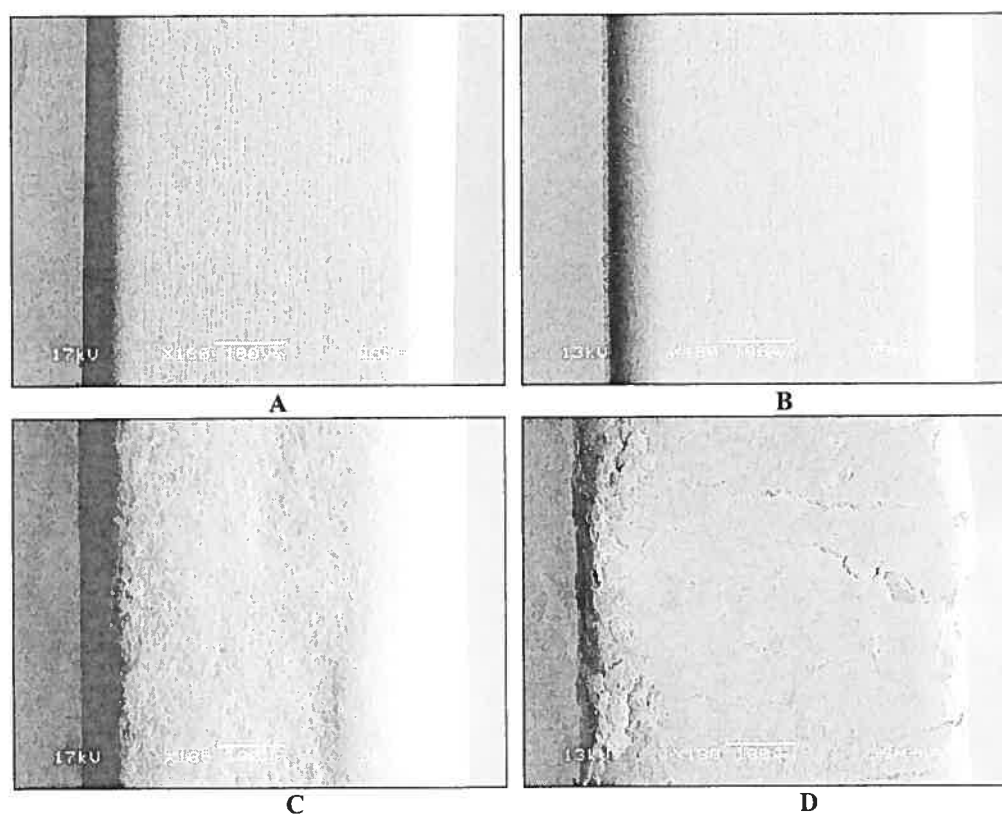


Figure 5.22 : Fils de Forestadent à 180X. Standard 0,016x0,022" : A avant et B après cyclage.
Esthétique 0,018x0,024" : C avant et D après cyclage.

Les observations au microscope électronique mettent en évidence le fait que la surface des fils esthétiques est beaucoup moins régulière et lisse que celle des fils standards. Les images SEM des fils 0,018" esthétiques des compagnies Cerum, G&H, GAC et Masel et des fils 0,018x0,024" esthétiques des compagnies Cerum et G&H sont présentées en annexe.

- PARTIE 2 : Technique de coloration expérimentale

5.4 Coloration expérimentale

La technique de coloration expérimentale utilisée produit une couche d'oxydes colorés d'une épaisseur de 300 nanomètres environ à la surface du fil. Les paramètres utilisés pour les différents échantillons sont présents dans le tableau XXI. Les couleurs ainsi obtenues sur les fils TMA de Ormco sont assez loin du blanc recherché et pour les couleurs pâles, le métal reste perceptible par transparence (figures 5.23). De plus, l'uniformité de la coloration est variable et la reproductibilité est difficile à obtenir.

Tableau XXI : Paramètres utilisés pour la coloration des fils en TMA, température constante à 25 °C et temps de coloration constant à 10 secondes.

Echantillons	Préparation de l'échantillon	Contre-électrode	Electrolyte / concentration	Voltage en volts	Couleurs
1	Dégraissé	Platine	NH ₄ BF ₄ / 10%	40	Jaune vif
2	Dégraissé	Platine	NH ₄ BF ₄ / 10%	35	Vert pâle
3	Dégraissé	Platine	NH ₄ BF ₄ / 10%	20	Bleu royal
4	Dégraissé	Platine	NH ₄ BF ₄ / 15%	50	Rose vif
5	Dégraissé	Platine	NH ₄ BF ₄ / 15%	40	Jaune vif
6	Dégraissé	Platine	NH ₄ BF ₄ / 15%	39	Jaune vif
7	Dégraissé	Platine	NH ₄ BF ₄ / 15%	37	Jaune
8	Dégraissé	Platine	NH ₄ BF ₄ / 15%	35	Jaune
9	Dégraissé	Platine	NH ₄ BF ₄ / 15%	5	Brun
10	Dégraissé	Platine	NH ₄ BF ₄ / 15%	2,5	Ø changement
11	Dégraissé	Platine	NH ₄ BF ₄ / 2,5%	40	Jaune fonce
12	Dégraissé	Platine	NH ₄ BF ₄ / 2,5%	39	Jaune vif
13	Dégraissé	Platine	NH ₄ BF ₄ / 2,5%	37,5	Jaune vif
14	Dégraissé	Platine	NH ₄ BF ₄ / 2,5%	36,5	Jaune vif
15	Dégraissé	Platine	NH ₄ BF ₄ / 2,5%	35	Vert pâle
16	Dégraissé + sandblast	Platine	NH ₄ BF ₄ / 2,5%	40	Jaune
17	Dégraissé + sandblast	Platine	NH ₄ BF ₄ / 2,5%	37	Gris-vert
18	Dégraissé	Titane	NH ₄ BF ₄ / 15%	40	Oranger
19	Dégraissé	Titane	NH ₄ BF ₄ / 15%	43	Rose
20	Dégraissé + sandblast	Titane	NH ₄ BF ₄ / 10%	40	Jaune fonce
21	Dégraissé + sandblast	Zirconium	NH ₄ BF ₄ / 10%	40	Bleu-gris
22	Dégraissé + sandblast	Zirconium	NH ₄ BF ₄ / 10%	50	Violet
23	Dégraissé + sandblast + décapé	Platine	NH ₄ BF ₄ / 2,5%	40	Jaune vif
24	Dégraissé + sandblast + décapé	Platine	NH ₄ BF ₄ / 2,5%	39	Jaune vif
25	Dégraissé + sandblast + décapé	Platine	NH ₄ BF ₄ / 2,5%	38	Jaune vif
26	Dégraissé + sandblast + décapé	Platine	NH ₄ BF ₄ / 2,5%	37	Vert pâle
27	Dégraissé + sandblast + décapé	Platine	NH ₄ BF ₄ / 2,5%	36	Vert pâle
28	Dégraissé + sandblast + décapé	Zirconium	NH ₄ BF ₄ / 2,5%	45	Jaune
29	Dégraissé + sandblast + décapé	Zirconium	NH ₄ BF ₄ / 2,5%	44	Jaune
30	Dégraissé + sandblast + décapé	Zirconium	NH ₄ BF ₄ / 2,5%	43	Jaune
31	Dégraissé + sandblast + décapé	Zirconium	NH ₄ BF ₄ / 2,5%	42	Vert pâle
32	Dégraissé + sandblast + décapé	Zirconium	NH ₄ BF ₄ / 2,5%	6	Brun
33	Dégraissé + sandblast + décapé	Zirconium	NH ₄ BF ₄ / 2,5%	100	Rose
34	Dégraissé + sandblast + décapé	Zirconium	NH ₄ BF ₄ / 2,5%	95	Rose pâle
35	Dégraissé + sandblast + décapé	Zirconium	NH ₄ BF ₄ / 2,5%	93	Jaune pâle
36	Dégraissé + sandblast + décapé	Zirconium	NH ₄ BF ₄ / 2,5%	90	Vert pomme
37	Dégraissé + sandblast + décapé	Platine	NH ₄ BF ₄ / 2,5%	83	Jaune pâle

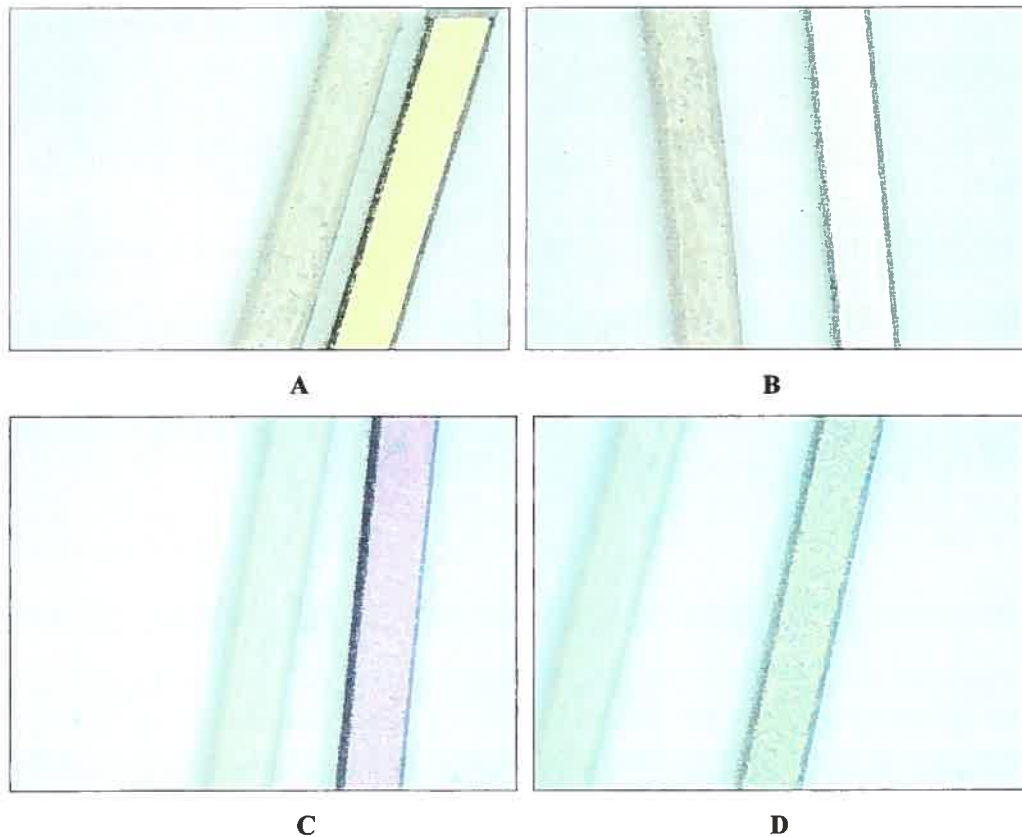


Figure 5.23 : Comparaison entre un fil esthétique 0,016x0,022 de la compagnie Cerum, à gauche, et la couleur obtenue pour les échantillons expérimentaux, à droite **A** #1, **B** #2, **C** # 4 et **D** # 37.

La présence de la couche d'oxydes sur la surface des fils colorés expérimentalement semble rendre cette surface plus rugueuse comparativement au fil original. Suite au test de cyclage, la coloration expérimentale des fils disparaît à l'endroit où la tige en acier inoxydable contactait le fil. Cependant, sur les observations au microscope électronique, lorsqu'un fil TMA original cyclé est comparé avec un fil coloré expérimentalement cyclé, le degré d'atteinte du fil coloré est beaucoup moins perceptible que celui sur le fil original (figure 5.24 à 5.27).

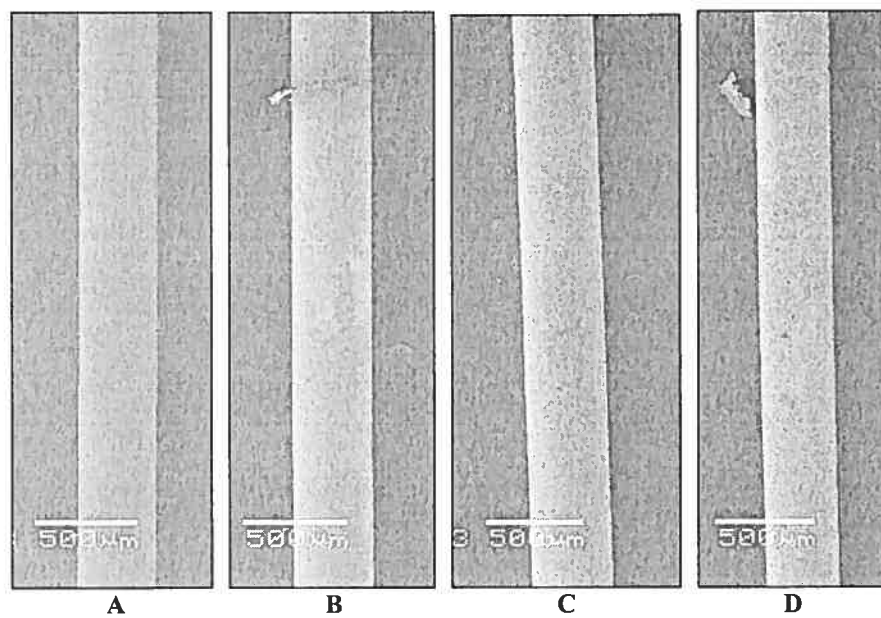


Figure 5.24 : Fils de Ormco 0,016" en TMA à 33X. Standard : A avant et B après cyclage.
Coloré expérimentalement : C avant et D après cyclage.

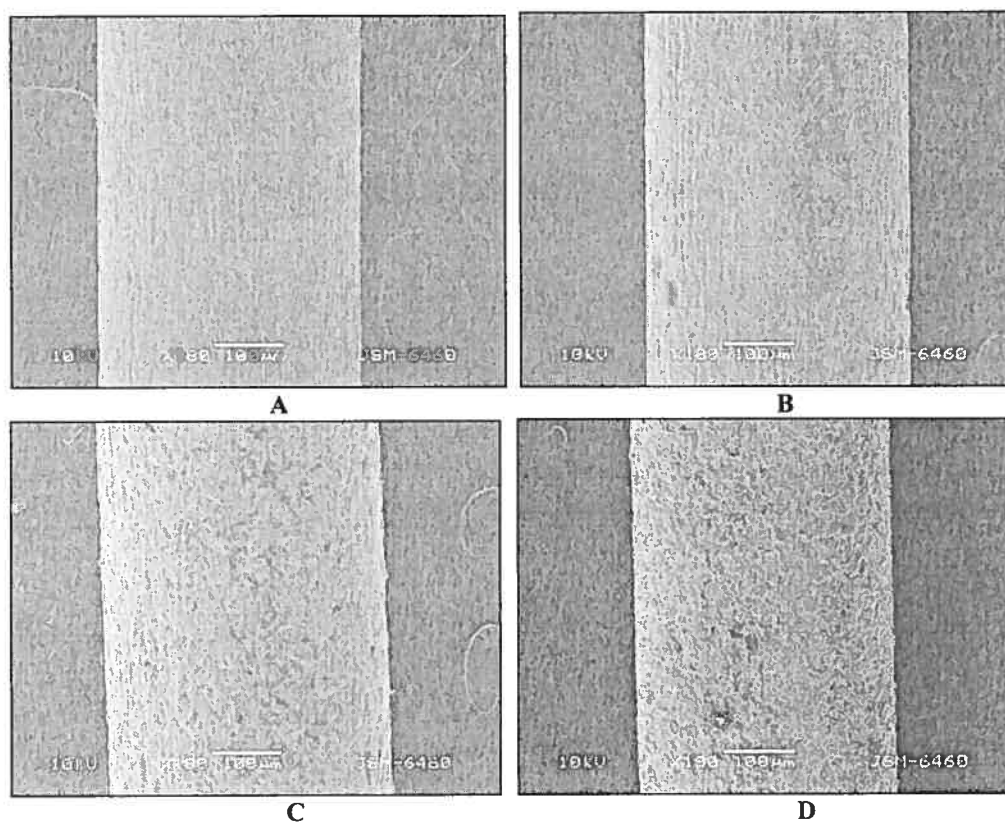


Figure 5.25 : Fils de Ormco 0,016" en TMA à 180X. Standard : A avant et B après cyclage.
Coloré expérimentalement : C avant et D après cyclage.

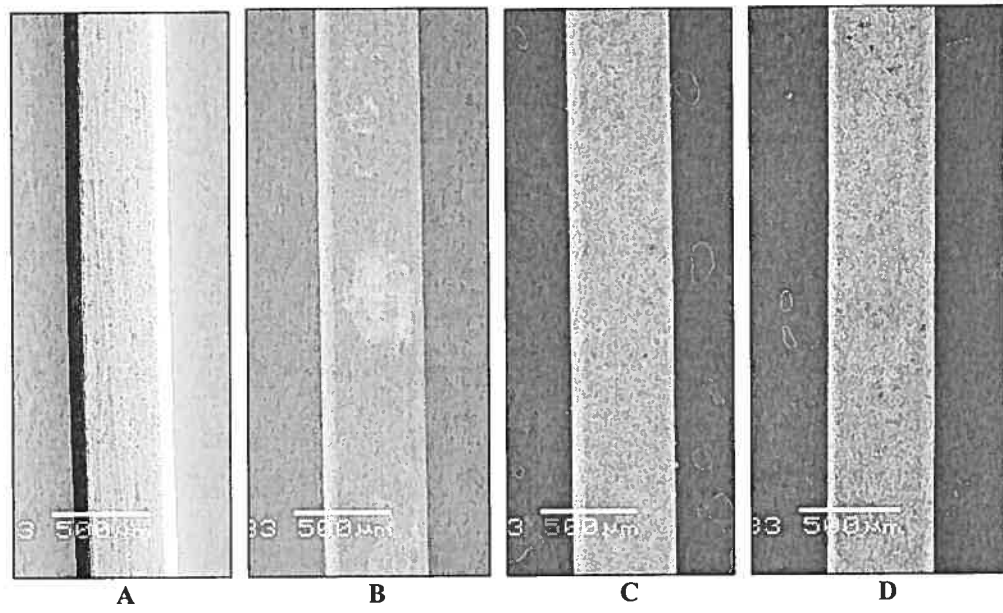


Figure 5.26 : Fils de Ormco 0,016x0,022" en TMA à 33X. Standard : A avant et B après cyclage.
Coloré expérimentalement : C avant et D après cyclage.

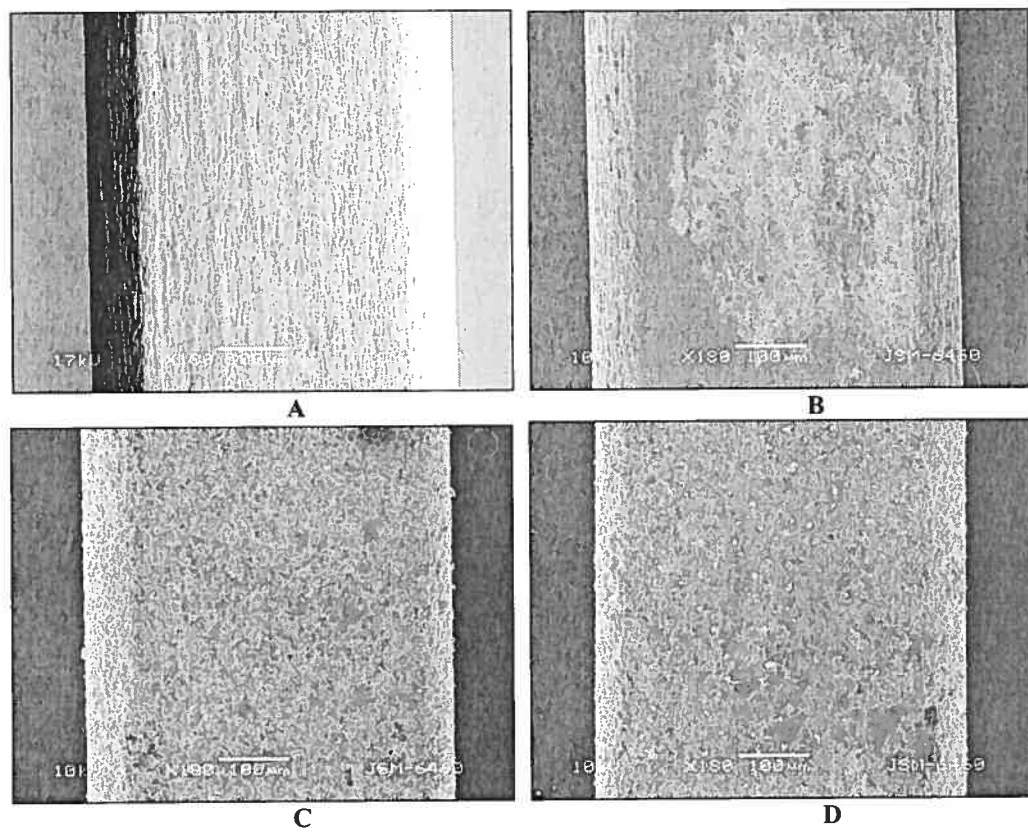


Figure 5.27 : Fils de Ormco 0,016x0,022" en TMA à 180X. Standard : A avant et B après cyclage.
Coloré expérimentalement : C avant et D après cyclage.

CHAPITRE SIXIEME

DISCUSSION DES RESULTATS



6. DISCUSSION DES RESULTATS

Cette étude a été divisée en deux sujets distincts qui seront traités séparément. Premièrement, l'évaluation des propriétés mécaniques des fils orthodontiques esthétiques présents sur le marché sera détaillée. Les fils de grosseurs 0,016" et 0,016x0,022" ont été ciblés et ce, chez les compagnies Cerum, GAC, G&H, Forestadent et Masel. Deuxièmement, l'essai d'une nouvelle technique de coloration sera discutée.

De plus, la valeur clinique des résultats obtenus étant particulièrement intéressante pour les cliniciens, une attention spéciale sera accordée à son interprétation.

La littérature actuelle ne présente pas d'articles scientifiques dans lesquels les différents fils esthétiques auraient été évalués et ensuite comparés entre eux ainsi que comparés à leurs homologues standards. La comparaison entre les résultats obtenus dans cette étude et ceux des autres études sera donc basée sur les résultats des fils standards testés et non sur ceux des fils esthétiques.

- PARTIE 1 : Fils esthétiques présents sur le marché

Plusieurs compagnies orthodontiques commercialisent des fils esthétiques. Cependant, ces derniers manquent de popularité auprès des praticiens à cause de l'absence d'études scientifiques sur leurs différentes propriétés. Si ces fils se révèlent valables, pourquoi en priver les patients? D'où l'intérêt de cette étude.

6.1 Propriétés mécaniques

Le choix du test utilisé pour évaluer les propriétés mécaniques des fils en nickel-titane s'est arrêté sur un test de flexion en trois points comme l'ont recommandé Santoro et al. (2001), étant donné sa grande ressemblance avec la réalité clinique. L'exécution du cyclage des fils dans de la salive artificielle et à température constante (37 °C) se voulait la plus représentative possible du milieu buccal.

Le protocole du test de cyclage s'est inspiré, entre autres, de celui de Drescher et al. (1994), Cadotte (2001) et Dorval (2002) lorsqu'il a fallu déterminer la déflexion que devrait subir les fils en nickel-titane. Le choix s'est arrêté sur une valeur de 2 mm puisque les essais en fatigue doivent être faits dans la zone élastique des matériaux (Bathias et Baïton, 1980; O'Brien et Ryge, 1982; Loreille, 1988).

Le test de cyclage a permis de relever des données en trois temps différents : suite à la première déflexion, après la 2000^e déflexion et finalement, le nombre de cycles à la rupture.

6.1.1 Première déflexion

La première série de données, soit la force de déflexion au premier cycle, a été inutilisable à cause de la présence de variations importantes entre les différents sous-groupes testés (dû au nombre de fils limite qu'il était possible de tester à la fois sur un bloc) à l'intérieur d'un groupe pour un même échantillon chez les fils ronds seulement. Cette fluctuation de la force lors du premier cycle pourrait s'expliquer par le fait que chaque fil rond n'était pas parfaitement droit puisqu'il provenait de la section des extrémités d'un fil préformé selon la forme d'arcade de la compagnie. Pour l'exécution des tests, les fils étaient placés courbe vers le bas, mais il pouvait y avoir une légère différence d'un fil à l'autre, différence suffisante pour rendre les résultats inutilisables. Ce défaut a dû se corriger suite aux quelques premiers cycles, les fils tournant probablement sur eux-mêmes afin de prendre la position offrant la

plus faible résistance à la déflexion, puisqu'il ne s'est pas exprimé lors de l'enregistrement des données au cycle 2000.

Un tel problème n'a pas été retrouvé lors de la première déflexion des fils rectangulaires puisque la courbure des fils était dirigée horizontalement plutôt que verticalement et que par leur forme rectangulaire, les fils maintenaient leur position initiale tout au long du test.

En raison du problème rencontré avec les fils ronds, la force nécessaire pour effectuer la première déflexion a été écartée des analyses puisqu'elle n'a aucune valeur statistique. L'objectif de cette étude étant de comparer tous les fils esthétiques selon le même modèle, les données des fils rectangulaires pour le premier cycle, quoique valables, ont également été mises de côté.

6.1.2 2000^e déflexion

Les résultats obtenus démontrent que suite à 2000 cycles de fatigue, les fils standards sont supérieurs aux fils esthétiques en tout temps, lorsqu'ils sont comparés selon des diamètres finaux égaux. Ainsi, les fils 0,016" et 0,016x0,022" standards possèdent une résistance à la déflexion plus élevée que les fils 0,016" et 0,016x0,022" esthétiques après de nombreux cycles en fatigue. Ce fait signifie que, sur une longue période de temps, les fils standards sont plus efficaces en bouche que leurs homologues esthétiques.

Il est important de noter que la grosseur des fils esthétiques présents sur le marché peut être trompeuse. Un fil esthétique dit 0,016" peut en fait être un fil standard 0,014" qui, une fois recouvert pour être esthétique mesure 0,016" de diamètre. Cela dépend du processus de coloration, c'est-à-dire s'il augmente ou non la grosseur du fil de façon significative. Certaines compagnies en font mention sur leur emballage, comme Forestadent, tandis que d'autres s'en abstiennent. Ce détail prend toute sa signification dans l'analyse des résultats puisqu'il est primordial de comparer

ensemble des fils de *même diamètre de corps* afin d'obtenir des résultats valables. Ce facteur constitue la raison qui explique pourquoi des fils esthétiques ayant une taille plus grande que les fils standards sélectionnés ont été comparés avec ces derniers.

Les résultats qui découlent de ces comparaisons sont beaucoup plus positifs que les précédents. Ainsi, lorsque les fils standards 0,016" sont comparés avec les fils esthétiques 0,018", la différence entre la force nécessaire pour effectuer la 2000^e déflexion est 2,2 fois inférieure à celle de la comparaison des fils 0,016" esthétiques et standards ensemble. Il est donc très important de s'assurer que des fils de même diamètre de corps sont comparés entre eux. Ainsi, le classement des compagnies selon l'ordre décroissant des fils possédant la meilleure résistance à la déflexion au cycle 2000 est : GAC, Cerum, G&H, Forestadent et Masel.

De leur côté, les fils rectangulaires présentent une tendance similaire aux fils ronds. Ainsi, lorsque les fils standards 0,016x0,022" sont comparés avec les fils esthétiques 0,018x0,024", la différence entre la force nécessaire pour effectuer la 2000^e déflexion est 2,3 fois inférieure à celle de la comparaison des fils 0,016x0,022" esthétiques et standards ensemble. Les propriétés mécaniques de résistance à la déflexion sont donc beaucoup plus rapprochées lorsque des fils de même diamètre de corps sont comparés entre eux. Cette fois-ci, l'ordre dans lequel se situent les compagnies lorsqu'elles sont classées de celle qui possède les fils esthétiques 0,018x0,024" les meilleurs par rapport à leurs homologues standards 0,016x0,022" à celle qui possède les moins performants est le suivant : G&H, Cerum et Forestadent. La compagnie GAC est exclue puisqu'elle ne produit pas de fils esthétiques en nickel-titane 0,018x0,024" et la compagnie Masel est absente puisqu'elle ne vend pas de fils esthétiques rectangulaires.

En plus de se comparer à leurs homologues standards, les fils esthétiques des différentes compagnies peuvent également être comparés entre eux. Les figures 5.1 et 5.2 dans la section des résultats montrent que, outre les fils esthétiques 0,018" de GAC qui sont au-dessus de la moyenne et ceux de Masel qui sont sous la moyenne,

tous les fils esthétiques d'une même grosseur possèdent une résistance à la déflexion relativement semblable.

6.1.3 Nombre de cycles à la rupture

L'essai de fatigue en flexion avait pour objectif de déterminer si la procédure additionnelle, lors de la fabrication des fils esthétiques, modifie la résistance de ces derniers.

Drescher et al. (1994) ont démontré que l'acier inoxydable, suivi du TMA, présentent une meilleure résistance à la fatigue que les fils en nickel-titane. Les résultats de la présente étude sont comparables à ceux des fils en nickel-titane de Bernard (1999). Ce dernier a testé en fatigue, entre autres, les fils nickel-titane 0,016" standards *medium* et *heavy* de la compagnie GAC. Il a obtenu un nombre moyen de cycles à la rupture de 6157 ± 1274 avec un coefficient de variation de 21% pour les fils *medium* et de 3815 ± 683 avec un coefficient de variation de 18% pour les fils *heavy*.

COMPARAISONS INTRA-COMPAGNIES DES FILS RONDS

Les résultats obtenus à la section 5.2 démontrent un rapprochement de la résistance à la rupture entre les fils standards 0,016" et les fils esthétiques 0,018" à l'intérieur de chaque compagnie, à l'exception des fils de Masel et GAC où les fils 0,018" esthétiques fracturent plus rapidement que les 0,016" standards. Ainsi, les fils 0,018" esthétiques de Cerum, G&H et Forestadent pourraient remplacer leurs équivalents standards en bouche et ne devraient pas casser plus rapidement.

La comparaison entre les résultats pour les fils 0,016" standards et 0,016" esthétiques est un peu plus troublante. Les fils standards se veulent supérieurs aux fils esthétiques pour les compagnies Masel, G&H et GAC, mais bizarrement, les fils esthétiques de Cerum sont de loin supérieurs à leurs homologues standards. Ces résultats n'ont aucune explication évidente qui ressort des manipulations, le protocole ayant été

respecté de la même façon que pour tous les autres fils. Il se pourrait que les échantillons utilisés proviennent d'un lot défectueux ou que ces fils esthétiques soient tout simplement plus résistants que leurs homologues standards.

COMPARAISONS INTER-COMPAGNIES DES FILS RONDS

Lorsque les fils des différentes compagnies sont comparés entre eux, plusieurs points ressortent :

- 1) Les écarts-types des fils esthétiques et standards de GAC sont bas, donc ils présentent une grande constance dans leurs résultats, mais ceci est combiné à une faible résistance à la fracture. Les résultats de l'étude de Bernard (1999), même si le protocole possédait quelques éléments différents de celui de cette étude, dont le fait de ne ligaturer qu'un seul boîtier et de tester seulement six fils par groupe, viennent appuyer ces faits.
- 2) La présence de résultats beaucoup plus variables pour la majorité des fils des compagnies G&H et Cerum mais qui, pour la majorité, même lorsque leur pire performance est observée, demeurent encore supérieurs aux fils des autres compagnies.
- 3) Des résultats plutôt intermédiaires, écarts-types et nombre de cycles à la rupture, pour les compagnies Masel et Forestadent.

Cliniquement, les déflexions que subissent les fils entre deux boîtiers dans un site d'extraction d'une largeur de 13,5 mm lors de la mastication sont seulement « à l'occasion » de l'ordre de 2 mm. Il serait très surprenant que la même région d'un fil, entre 2 rendez-vous normaux (exemple: 8 semaines), subisse au-delà de 2000 déflexions de 2 mm. Dans leur étude, Deblock et al. (1998) mentionnent qu'un test en fatigue comprenant 5000 cycles permet amplement d'illustrer les sollicitations buccales et/ou masticatrices. Aussi, il faut prendre en considération que l'espace inter-dentaire devrait logiquement diminuer avec le temps. Ainsi, les fils esthétiques de toutes les compagnies testées pourraient être utilisés adéquatement en bouche. Si

un espace inter-dentaire important est prévu pour demeurer en place pendant une longue période de temps, il pourrait alors être prévoyant de considérer la possibilité de donner des rendez-vous légèrement plus rapprochés (exemple: aux 6 semaines), particulièrement pour les fils de GAC.

De leur côté, les fils rectangulaires présentent des résultats en fatigue beaucoup plus constants que les fils ronds comme le démontre le tableau XIV de la section 5.2.

COMPARAISONS INTRA-COMPAGNIES DES FILS RECTANGULAIRES

De façon générale, les fils 0,016x0,022" esthétiques semblent plus résistants à la fracture suite à un test de cyclage que les fils 0,018x0,024" esthétiques. Aussi, il est important de souligner que les deux fils 0,016x0,022" standards les moins résistants, soit celui de Cerum et celui de Forestadent, sont équivalents aux deux fils esthétiques les moins résistants, soit les 0,018x0,024" de Cerum et de G&H. À la lumière de ces résultats, il est possible de dire que les fils rectangulaires esthétiques 0,016x0,022" et 0,018x0,024" pourraient être utilisés cliniquement en bouche pour remplacer les fils 0,016x0,022" standards sans craindre de les voir fracturer prématurément.

COMPARAISONS INTER-COMPAGNIES DES FILS RECTANGULAIRES

À l'intérieur de chacune des trois catégories, 0,016x0,022" standards, 0,016x0,022" esthétiques et 0,018x0,024" esthétiques, les fils des différentes compagnies présentent une résistance à la rupture similaire, à l'exception des fils 0,016x0,022" standards de GAC et de G&H ainsi que des 0,018x0,024" esthétiques de Forestadent qui se démarquent par leur supériorité.

Pour Cerum et Forestadent, les fils esthétiques 0,016x0,022" et 0,018x0,024" sont aussi résistants, sinon plus résistants, que les fils 0,016x0,022" standards. Ces résultats indiquent que l'étape additionnelle lors du procédé de fabrication de ces fils esthétiques pourrait peut-être être responsable de l'amélioration de la résistance en

fatigue de ces fils orthodontiques. La littérature a d'ailleurs démontré que l'implantation ionique, une procédure additionnelle ajoutée à la technique standard de fabrication de certains fils, améliorerait la résistance à la fatigue des divers matériaux (Baumvol, 1984; Gawlik et al., 1986; Mendez et al., 1987; Burstone et Farzin-nia, 1995; Chabrol, 1996; Schmidt et Soltani-Farshi, 1998).

6.1.4 Résistance de la coloration des fils esthétiques

La résistance de la coloration a été évaluée en cours de cyclage, suite à 2000 déflexions, de deux façons : macroscopiquement et microscopiquement, à l'endroit de la zone de déflexion.

Ces observations ont permis de démontrer que visuellement (à l'œil nu) :

- 1) Les fils ronds de la compagnie Cerum sont ceux qui s'abîment le moins, tandis que ceux de Forestadent sont ceux dont le revêtement coloré résiste le moins bien.
- 2) Les fils 0,016" et 0,018" ont une résistance à la coloration similaire.
- 3) Les fils esthétiques rectangulaires ont une résistance de leur revêtement semblable pour toutes les compagnies, mais la coloration des fils 0,016x0,022" est plus résistante que celle des fils 0,018x0,024".

De leur côté, les observations au microscope électronique à balayage ne peuvent permettre de tirer des conclusions étant donné qu'elles ont été faites sur un seul fil de chaque groupe. Cependant, elles permettent une évaluation qualitative de l'impact du cyclage sur le revêtement esthétique :

- 1) Le revêtement qui donne l'aspect esthétique aux fils orthodontiques semble propre à chaque compagnie. Évidemment, les compagnies conservent secrètement leur procédé de fabrication; il est impossible d'en obtenir les détails.

- 2) La surface des fils esthétiques est beaucoup moins régulière et lisse que celle des fils standards. Cette caractéristique semble avoir peu d'impact sur la résistance des fils en fatigue, mais pourrait affecter gravement d'autres propriétés mécaniques, comme la friction.
- 3) Le recouvrement de tous les fils esthétiques est affecté par le cyclage, contrairement à la surface des fils standards.

6.1.5 Couleurs des fils esthétiques

Un autre point important à considérer est la couleur des fils esthétiques en tant que tel. Les couleurs des fils esthétiques des compagnies Masel et Forestadent sont celles qui se rapprochent le plus du blanc et qui sont donc les plus agréables à voir. Ensuite, ce sont les couleurs des fils esthétiques des compagnies G&H et Cerum qui sont les plus acceptables; elles sont plutôt beiges que blanches. Finalement, la couleur des fils esthétiques de la compagnie GAC est la moins idéale puisqu'elle contient un degré de vert dans sa couleur beige.

6.1.6 Prix des fils esthétiques

Le procédé de fabrication de fils esthétiques étant plus laborieux que celui des fils standards, les prix en sont inévitablement supérieurs (tableau XXII).

Tableau XXII : Comparaison entre les prix en dollars canadiens pour les fils standards et esthétiques des différentes compagnies étudiées. Paquets de 10 fils.

Compagnies	Prix			
	Fils ronds		Fils rectangulaires	
	Standards	Esthétiques	Standards	Esthétiques
Masel	17,46\$	104,85\$		
Cerum	16,25\$	57,75\$	27,25\$	61,95\$
GAC	33,61\$	69,49\$	53,77\$	60,49\$
G&H	7,26\$	36,97\$	10,75\$	40,33\$
Forestadent	46,64\$	110,59\$	82,53\$	129,83\$

- PARTIE 2 : Technique de coloration expérimentale

6.2 Coloration des fils en TMA

La coloration des fils en TMA de couleurs éclatantes a été relativement facile à obtenir lors de cette étude, tout comme dans celles de Burstone et Farzin-Nia (1995) et de Hrapovic et al. (2001). Cependant, l'obtention d'une couleur blanc-ivoire qui se rapproche beaucoup de la couleur de l'émail dentaire s'est avérée beaucoup plus problématique, voir même impossible. La meilleure couleur obtenue expérimentalement était plutôt verdâtre et laissait paraître le gris du métal par transparence. En plus, l'uniformité de la coloration est variable et la reproductibilité est difficile à obtenir. Toutes ces caractéristiques réunies font en sorte que cette coloration n'était pas intéressante cliniquement.

La couleur désirée n'a pas été obtenue, mais le procédé utilisé pour essayer d'y parvenir est particulièrement intéressant. En fait, il s'agit d'un procédé très simple ayant les avantages suivants:

- un montage petit et peu élaboré qui ne nécessite que quelques appareils;
- des manipulations non dangereuses exécutées à la température de la pièce (une simple plaque chauffante est utilisée pour chauffer la solution);
- la possibilité de colorer plusieurs fils dans la même solution;
- un coût des opérations très bas;

Les différents paramètres modifiables dans cette étude étaient : le potentiel électrique, la concentration de la solution, le temps de coloration, la température de la solution et la contre-électrode. Selon Hrapovic et al. (2001), la modification du pH est un des moyens les plus adéquats afin de modifier la coloration de la couche d'oxydes de titane. Il serait donc indiqué de reprendre l'expérience en y ajoutant le pH comme variable car cette technique comporte des avantages certains.

Contrairement aux fils esthétiques actuellement en vente par les compagnies orthodontiques, la technique de coloration expérimentale utilisée permet de conserver

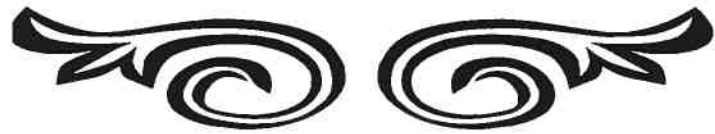
le diamètre de corps initial des fils colorés. L'épaisseur de la couche d'oxydes formée étant environ de 300 nanomètres, elle n'a aucune signification clinique. Ainsi, plus de casse-tête pour les cliniciens : un fil dit 0,016" est bel et bien un fil 0,016" de corps. Cette réalité est aussi présente dans la technique de coloration par implantation ionique de Burstone et Farzin-Nia (1995) et la technique de coloration de passivation par polarisation de Hrapovic et al. (2001).

En plus, ce nouveau procédé de coloration pourrait modifier positivement certaines propriétés mécaniques des fils orthodontiques et négativement certaines autres. Premièrement, les observations au microscope électronique avant le cyclage des fils ont démontré que la surface colorée des fils TMA semble plus rugueuse que celle des fils originaux. Cette modification pourrait augmenter de façon importante la friction des fils lors des mécaniques de glissement dans les traitements orthodontiques. Deuxièmement, les observations au microscope électronique après le cyclage indiquent que la surface des fils TMA colorés semble être moins abîmée au point de déflexion que leur homologues standards, donc que les fils colorés seraient plus résistants grâce à leur couche d'oxydes qui pourrait avoir un rôle de protection. Lorsque les fils TMA colorés sont comparés aux fils nickel-titane colorés des compagnies orthodontiques, il est possible de constater que la coloration des fils nickel-titane s'écaille lors du cyclage, tandis que la coloration expérimentale des fils TMA disparaît, tout en laissant la surface des fils TMA lisse.

Des tests supplémentaires sur les propriétés mécaniques des fils TMA colorés expérimentalement sont nécessaires afin de déterminer le réel impact du procédé de coloration sur les fils TMA. Ces tests permettront peut-être de découvrir que la résistance à la fatigue est améliorée, comme cela est le cas pour les fils colorés par implantation ionique (Baumvol, 1984; Burstone et Farzin-nia, 1995; Hhabrol, 1996; Gawlik et al., 1986; Mendez et al., 1987; Schmidt et Soltani-Farshi, 1998).

CHAPITRE SEPTIEME

CONCLUSION



7. CONCLUSION

Depuis les dernières années, les compagnies orthodontiques concentrent une partie de leurs efforts sur la production de fils orthodontiques esthétiques ayant des propriétés mécaniques qui se voudraient équivalentes ou supérieures aux fils orthodontiques standards. De nouveaux fils esthétiques en nickel-titane sont donc maintenant offerts aux cliniciens. Cette étude avait comme objectif principal de vérifier les effets d'un cyclage *in vitro*, où les conditions intra-orales présentes pendant la phase d'alignement orthodontique étaient reproduites, sur les propriétés mécaniques des fils orthodontiques nickel-titane esthétiques et standards.

Les résultats obtenus permettent de constater que le procédé de coloration que subissent les fils orthodontiques pour devenir esthétiques modifie certaines propriétés mécaniques de quelques-uns des fils en nickel-titane testés et ce de façon différente pour les fils ronds et rectangulaires.

Résultats pour les fils ronds :

- Force de déflexion suite à 2000 cycles :
 - Les fils esthétiques 0,016" sont toujours inférieurs à leurs homologues standards 0,016".
 - Les fils esthétiques 0,018" des compagnies GAC et G&H sont supérieurs à leurs homologues standards 0,016" et équivalents pour la compagnie Cerum.
 - Les fils esthétiques 0,016" des toutes les compagnies sont équivalents.
 - La comparaison entre les fils esthétiques 0,018" des différentes compagnies démontre que : GAC est le meilleur, suivi par Cerum,

G&H et Forestadent qui sont tous les trois relativement équivalents; Masel se retrouve en dernière place.

- Nombre de cycles à la rupture
 - Les fils esthétiques 0,016" sont toujours inférieurs à leurs homologues standards 0,016", sauf pour Cerum.
 - Les fils esthétiques 0,018" des compagnies Cerum et Forestadent sont supérieurs à leurs homologues standards 0,016" et équivalents pour la compagnie G&H.
 - La comparaison entre les fils esthétiques des différentes compagnies démontre que pour les 0,016" Cerum est le meilleur et pour les 0,018" Cerum et G&H sont les meilleurs.

- Résistance de la coloration
 - Ordre décroissant de résistance de la coloration : Cerum, GAC, G&H, Masel et, finalement, Forestadent.

Globalement, basé sur les résultats, les meilleurs fils esthétiques pouvant remplacer adéquatement un fil 0,016" standard sont les fils 0,018" des compagnies Cerum et G&H.

Résultats pour les fils rectangulaires :

- Force de déflexion suite à 2000 cycles :
 - Les fils esthétiques 0,016x0,022" sont toujours inférieurs à leurs homologues standards 0,016x0,022".
 - Les fils esthétiques 0,018x0,024" de la compagnie G&H sont supérieurs à leurs homologues standards 0,016x0,022" et équivalents pour la compagnie Cerum.

- Lors de la comparaison des fils esthétiques 0,016x0,022" et 0,018x0,024" des différentes compagnies, Cerum est très légèrement supérieure, mais pas de façon statistiquement significative.
- Nombre de cycles à la rupture
 - Les fils esthétiques 0,016x0,022" de Cerum sont supérieurs à leurs homologues standards 0,016x0,022" et équivalents pour la compagnie G&H.
 - Les fils esthétiques 0,018x0,024" de Forestadent sont supérieurs à leurs homologues standards 0,016x0,022" et équivalents pour la compagnie Cerum.
 - Les fils esthétiques 0,016x0,022" de toutes les compagnies sont équivalents.
 - Les fils esthétiques 0,018x0,024" de Forestadent sont statistiquement supérieurs aux 0,018x0,024" esthétiques des autres compagnies.
- Résistance de la coloration
 - Elle est similaire pour les fils de toutes les compagnies et supérieure chez les fils esthétiques 0,016x0,022" par rapport aux fils esthétiques 0,018x0,024".

Globalement, basé sur les résultats, les meilleurs fils esthétiques pouvant remplacer adéquatement un fil 0,016x0,022" standard sont les fils 0,018x0,024" de la compagnie Forestadent.

Cliniquement, il est recommandé d'utiliser un fil esthétique ayant une taille supérieure (taille finale après coloration) à celle du fil standard que l'on aurait utilisé normalement, soit un 0,018" esthétique pour remplacer un 0,016" standard et un 0,018x0,024" esthétique pour remplacer un 0,016x0,022" standard. Ainsi, pour les fils ronds, toutes les compagnies sont *acceptables cliniquement* pour leurs propriétés mécaniques, tout en prenant en considération que la coloration des fils de Forestadent

et de Masel a tendance à s'abîmer plus rapidement que celle des fils de Cerum, de GAC et de G&H. De leur côté, les fils rectangulaires sont acceptables pour les compagnies Forestadent, G&H et Cerum, mais il est plutôt déconseillé d'utiliser ceux de GAC.

En pratique privée, le coût du matériel orthodontique utilisé se veut idéalement le plus bas possible. Dans cet ordre d'idée, il est important de prendre en considération le prix des fils esthétiques qui se veut le double ou le triple du prix des fils standards équivalents.

À la lumière des résultats obtenus dans cette étude, il est permis d'émettre l'hypothèse suivante : les recouvrements esthétiques des fils testés étant abîmés lors des simples manipulations pendant le test de cyclage, ces revêtements s'écailleront très probablement lors d'un mouvement de friction impliquant une mécanique de glissement. Ainsi, les fils esthétiques ne présentent vraisemblablement un intérêt que pour les phases I et III, alignement initial et finition, des traitements orthodontiques.

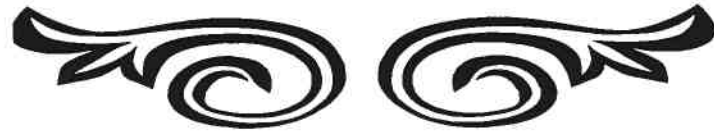
La réalisation d'études supplémentaires évaluant les autres propriétés mécaniques des fils esthétiques, dont la friction, serait des plus intéressantes. Aussi, l'évaluation *in vivo* du comportement des fils esthétiques conduirait peut-être à des conclusions différentes étant donné que les conditions subies par les fils en laboratoire ne représentent jamais exactement ce qui est retrouvé en bouche lors de la phase initiale d'alignement d'un traitement orthodontique.

L'objectif secondaire de cette étude était d'évaluer un nouveau procédé de coloration des fils en TMA : la polarisation en courant *ac*. Les différentes colorations obtenues, verte, bleue, rouge et rosâtre ne sont pas intéressantes en orthodontie. Le procédé de coloration étant simple, il pourrait s'appliquer à d'autres objets à base de titane comme les montures de lunette, les bâtons de golf ou les cadres de bicyclette. Aussi, une étude plus approfondie du procédé et de ses différentes variables serait

intéressante et pourrait éventuellement conduire vers un résultat acceptable pour les fils orthodontiques esthétiques.

CHAPITRE HUITIEME

BIBLIOGRAPHIE



8. BIBLIOGRAPHIE

1. ANDREASEN, G.F., HILLEMAN, T.B. (1971). An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. J. Am. Dent. Ass., 82(6) : 1373-5.
2. ANDREASEN, G.F., BARRETT, R.D. (1973). An evaluation of cobalt-substituted nitinol wire in orthodontics. Am. J. Orthod., 63: 462-470.
3. ANDREASEN, G.F., MORROW, R.E. (1978). Laboratory and clinical analysis of nitinol wire., Am. J. Orthod., 73: 142-151.
4. BAGDEN, A. (2000). Taking the guess work out of wire selection. Clinical Impression.
5. BARRETT, R.D., BISHARA, S.E., QUINN, J.K. (1993). Biodegradation of orthodontic appliances. Part I. Biodegradation of nickel and chromium in vitro. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 103(1) : 8-14.
6. BARROWES, K.J. (1982). Archwire flexibility and deformation. J. Clin. Orthod., 16 : 803-811.
7. BATHIAS, C., BAILON, J.P. (1980). La fatigue des matériaux et des structures. Maloine S.A. Editeur et Les Presses de l'Université de Montréal, Paris, 547p.
8. BAUMVOL, C. et BAILON, J.P. (1980). La fatigue des matériaux et des structures. Maloine S.A. Editeur et Les Presses de L'Université de Montréal, Paris, 547p.
9. BENNETT, R., SWARTZ, M. (1999). Treatment, Titanium et Technology. Montreal Meeting, August 13-14.
10. BERGERON, E. (2000). Colorer sans peindre! Québec science, 38(5) : 37.
11. BERNARD, D. (1999). Évaluation in vitro de la fatigue de fils orthodontiques de nickel-titane soumis à un test de pliage en trois points. 115p. Mémoire de maîtrise ès Sciences, Option Orthodontie, Université de Montréal.
12. BOYD, R.L., VLASKALIC, V. Three-dimensional diagnosis and orthodontic treatment of complex malocclusions with the Invisalign appliance. Seminars in Orthodontics, 7(4) : 274-293.

13. BRANTLEY, W.A., AUGAT, W.S., MYERS, C. L., WINDERS, R.V.(1978). Bending deformation studies of orthodontic wires. J. Dent. Res., 57(4) : 609-615.
14. BURSTONE, C.J., BALDWIN, J.J., LAWLESS, D.T. (1961). The application of continuous forces to orthodontics. Angle Orthod., 77(2) : 121-132.
15. BURSTONE, C.J., GOLDBERG, A.J. (1980). Beta titanium : A new orthodontic alloy. Am. J. Orthod., 77(2) : 121-132.
16. BURSTONE, C.J., GOLDBERG, A.J. (1983). Maximum forces and deflections from orthodontic appliances. Am. J. Orthod., 84(2): 95-103.
17. BURSTONE, C.J., QIN, B., MORTON, J.Y. (1985). Chinese NiTi wire – A new orthodontic alloy. Am. J. Orthod., 87(6) : 445-452.
18. BURSTONE, C.J. (1987). Welding of TMA wire. Clinical applications. J. Clin. Orthod., 21(9) : 609-615.
19. BURSTONE, C.J., QIN, B., MORTON, J.Y. (1988). Un nouvel alliage orthodontique : le fil chinois en nickel-titane. Rev. Orthop. Dento. Faciale, 22 : 59-75.
20. BURSTONE, C.J., FARZIN-NIA, F. (1995). Production of low-friction and colored TMA by ion implantation. J. Clin. Orthod., 29(7) : 453-461.
21. CADOTTE, L. (2001). Évaluation in vitro de la fatigue et de la déformation à court terme des fils orthodontiques en titane- molybdène soumis à un test de pliage en trois points. 204p. Mémoire de maîtrise ès Sciences, Option Orthodontie, Université de Montréal.
22. CHABROL, C. (1996). Implantation ionique. Technique de l'ingénieur. Matériaux Métalliques. Sous la direction de Gilles Pomey. Paris. 12-1996. M4, M1219 : 1-6.
23. CHATEAU, M. (1993). Orthopédie Dento-Faciale. Vol.1, Editions CdP, Paris, 346p.
24. CUINET, M., GUIVARCH, J., HUET, A.P., MORGON, L. (2001). Choix du fil orthodontique en fonction des nouveaux alliages et des différentes techniques. Orthod. Fr., 72 : 279-283.
25. 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.

26. DEBLOCK, L., RAY, B., GUINGAMP, N., PETIPAS, L. (1997). Biomécanique de l'ingression incisive : son contrôle en technique segmentée de Burstone. Rev. Orthop. Dento. Faciale, 31 : 183-198.
27. DEBLOCK, L., MOUROT, D., EBERHARDT, A. (1998). Comportement en fatigue du T.M.A. Rev. Orthop. Dentofaciale, 32 : 479-495.
28. DEVANATHAN, D. (2000). Communication personnelle.
29. DONOVAN, M.T., LIN, J.J.-J., BRANTLEY, W.A., CONOVER, J.P. (1984). Weldability of beta titanium arch wires. Am. J. Orthod., 85(3) : 207-216.
30. DORVAL, L. (2002). Fils orthodontiques en nickel-titane : effets d'un thermocyclage sur leurs propriétés mécaniques lors de tests en flexion. Mémoire de maîtrise, 169 p.
31. DRESCHER, D., BOURAUUEL, C., SONNEBORN, W., SCHMUTH, G.P.F. (1994). The long-term fracture resistance of orthodontic nickel-titanium wires. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 104(5) : 578-584.
32. ENDO, K., SACHDEVA, R., ARAKI, Y., OHNO, H. (1994). Effects of titanium nitride coatings on surface and corrosion characteristics of Ni-Ti alloy. Dental Materials Journal, 13(2) : 228-239.
33. FILLION, D. (1998). The resurgence of lingual orthodontics. Clinical impressions, 7(1) : 2-9 et 20-21.
34. FISHER-BRANDIES, H., ES-SOUNI, M., KOCK, N., RAETZKE, K., BOCK, O. (2003). Transformation behavior, chemical composition, surface topography and bending properties of five selected 0,016x0,022" NiTi archwires. J. Orofac. Orthop., 64(2) : 88-99.
35. FLAGEUL, F. (1988). L'utilisation orthodontique des alliages dits « à mémoire de forme ». Rev. Orthop. Dento. Faciale, 22 : 31-38.
36. FREUDENTHALER, J.W., TISCHLER, G.K., BURSTONE, C.J. (2001). Bond strength of fiber-reinforced composite bars for orthodontic attachment. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 120(6) : 648-653.
37. GALE, M.S., DARVELL, B.W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J. Dentistry, 27(2) : 89-99.
38. GARNER, D.L., ALLAI, W.W., MOORE, B.K. (1986). A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 90(3) : 199-203.

39. GAWLIK, G., JAGIELSKI, J. et PODGORSKI, A. (1986). Fatigue-Life Enhancement of Nitrogen-Implanted Chromium Steel. Phys. Stat. Sol. (a), 95(2) : 453-458.
40. GIANELLY, A.A. (1969). Force-induced changes in the vascularity of the periodontal ligament. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 55(1) : 5-11.
41. GIL, F.J., PLANELL, J.A. (1999). Effect of copper addition on the superelastic behavior of Ni-Ti shape memory for orthodontic applications. J. Biomed. Mater. Res., 48(5): 682-8.
42. GOLDBERG, A.J., BURSTONE, C.J. (1979). An evaluation of beta-titanium alloys for use in orthodontic applications. J. Dent. Res., 58 : 593-600.
43. GOLDMAN, H.M., GIANELLY, A.A. (1972). Histology of tooth movement. Dent. Clin. of North America, 16(3) : 439-448.
44. GOLDSTEIN, M.C., BURNS, M.H., YURFEST, P. (1989). Esthetic orthodontic appliances for the adult. Dental Clinics of North America, 33(2) : 183-193.
45. GÖLLNER, P., BANTLEON, H.-P., INGERVALL, B. (1993). Force delivery from transpalatal arch for the correction of unilateral first molar cross-bite. Eur. J. Orthod., 15 : 411-420.
46. GRABER, T.M., VANARSDALL, R.L. (2000). Orthodontics : Current Principles and Techniques. 3rd edition, Mosby, St-Louis, 1040p.
47. GUÉNIN, G. (1988). Effet mémoire de forme et phénomènes associés. Rev. Orthop. Dento. Faciale, 22 : 17-28.
48. HARRIS, E.F., NEWMAN, S.M., NICHOLSON, J.A. (1988). Nitinol arch wire in a simulated oral environment : Changes in mechanical properties. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 93(6) : 508-513.
49. HERSHEY, H.G. (1988). The orthodontic appliance : Esthetic considerations. J. Am. Dent. Ass., Special issue, 29-34.
50. HRAPOVIC, S., LUAN, B.L., D'AMOURS, M., VATANKHAH, G. et JERKIEWICZ, G. (2001). Morphology, chemical composition, and electrochemical characteristics of colored titanium passive layers. Langmuir, 17: 3051-3060.
51. HUDGINS, J.J., BAGBY, M.D., ERICKSON, L.C. (1990). The effect of long-term deflection on permanent deformation of nickel-titanium archwires. Angle Orthod., 60(4): 283-288.

52. HURST, C.L., DUNCANSON, M.G. Jr, NANDA, R.S., ANGOLKAR, P.V. (1990). An evaluation of the shape-memory phenomenon of nickel-titanium orthodontic wires. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 98(1) :72-76.
53. HUSMANN, P., BOURAUDEL, C., WESSINGER, M., JÄGER, A. (2002) The frictional behavior of coated guiding archwires. J. Orofac. Orthop., 63 : 199-211.
54. IMAI, T., WATARI, F., YAMAGATA, S., KOBAYASHI, M., NAGAYAMA, K., TOYOIZUMI, Y., NAKAMURA, S. (1998). Mechanical properties and aesthetics of FRP orthodontic wire fabricated by hot drawing. Biomaterials, 19 : 2195-2200.
55. IMAI, T., WATARI, F., YAMAGATA, S., KOBAYASHI, M., NAGAYAMA, K., NAKAMURA, S. (1999). Effects of water immersion on mechanical properties of new esthetic orthodontic wire. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 116(5) : 533-538.
56. INGERVALL, B., HÖNIGL, K.D., BANTLEON, H.-P. (1996). Moments and forces delivered by transpalatal arches for symmetrical first molar rotation. Eur. J. Orthod., 18 : 131-139.
57. JOHNSON, E., LEE, R.S. (1989). Relative stiffness of orthodontic wires. J. Clin. Orthod., 23(5) : 353-363.
58. JORDAN, L., FILLEUL, M.-P., PORTIER, R. (1997). Les arcs orthodontiques à mémoire de forme : structures et propriétés. Rev. Orthop. Dento. Faciale, 31 : 199-211.
59. KAPILA, S., SACHDEVA, R. (1989). Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 96(2) : 100-109.
60. KAPILA, S., ANGOLKAR, P.V., DUNCANSON, M.G. Jr, NANDA, R.S. (1990). Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 98(2) : 117-126.
61. KAPILA, S., REICHHOLD, G.W., ANDERSON, S., WATANABE, L.G. (1991). Effects of clinical recycling on mechanical properties of nickel-titanium alloy wires. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 100(5) : 428-435.
62. KARLA, V. (1998). Simultaneous intrusion and retraction of the anterior teeth. J. Clin. Orthod., 32(9) : 535-540.
63. KEITH, O., KUSY, R.P., WHITLEY, J.Q. (1994). Zirconia brackets : An evaluation of morphology and coefficients of friction. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 106(6) : 605-614.

64. KENNEDY, K.C., KUSY, R.P. (1998). Investigation of dual-staged polymerization and secondary forming of photopultruded, fiber-reinforced, methacrylate-copolymer composites. J. Biomed. Mater. Res., 41 : 549-559.
65. KIM, H., JOHNSON, J.W. (1999). Corrosion of stainless steel, nickel-titanium, coated nickel-titanium, and titanium orthodontic wires. Angle Orthod., 69(1) : 39-44.
66. KULA, K., PHILLIPS, C., GIBILARO, A., PROFFIT, W.R. (1998). Effect of ion implantation of TMA archwires on the rate of orthodontic sliding space closure. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 114(5) : 577-581.
67. KUSY, R.P. (1983). On the use of monograms to determine the elastic property ratios of orthodontic arch wires. Am. J. Orthod., 83(5): 374-381.
68. KUSY, R.P., DILLEY, G.J. (1984). Elastic modulus of a triple-stranded stainless steel arch wire via three- and four-point bending. J. Dent. Res., 63(10) : 1232-1240.
69. KUSY, R.P., WHITLEY, J.Q. (1989). Effects of sliding velocity on the coefficients of friction in a model orthodontic system. Dent. Mater., 5 : 235-240.
70. KUSY, R.P., WILSON, T.W. (1990). Dynamic mechanical properties of straight titanium alloy arch wires. Dent. Mater., 6 : 228-236.
71. KUSY, R.P. (1997). A review of contemporary archwires : Their properties and characteristics. Angle Orthod., 67(3) : 197-208.
72. LOPEZ, I., GOLDBERG, J., BURSTONE, C.J. (1979). Bending characteristics of nitinol wire. Am. J. Orthod., 75(5) : 569-575.
73. [1] LOREILLE, J.-P. (1988). Les critères de choix d'un fil orthodontique. Rev. Orthop. Dento. Faciale, 22 : 41-57.
74. [2] LOREILLE, J.-P. (1988). Soudage et brasage des fils orthodontiques. Rev. Orthop Dento. Faciale, 22 : 73-79.
75. MAYHEW, M.J., KUSY, R.P. (1988). Effects of sterilization on the mechanical properties and the surface topography of nickel-titanium arch wires. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 93(3) : 232-236.
76. McKAMEY, R.P., KUSY, R.P. (1999). Stress-relaxing composite ligature wires : Formulations and characteristics. Angle Orthod., 69(5) : 441-449.
77. McLAUGHLIN, R., BENNETT, J., TREVISI, H. (1998). MBT arch form and archwire sequencing. 3M/Unitek.

78. McNAMARA, J.A., BRUDON, W.L. (1993). Orthodontic and orthopedic treatment in the mixed dentition. Ann Arbor, Needham Press, 365p.
79. MELING, T.R., ODEGAARD, J. (1998). Short-term temperature changes influence the force exerted by superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 114(5) : 503-509.
80. MELING, T.R., ODEGAARD, J. (1998). The effect of short-term temperature changes on the mechanical properties of rectangular nickel-titanium archwires tested in torsion. Angle Orthod., 68(4) : 369-376.
81. MELING, T.R., ODEGAARD, J. (2001). The effect of short-term temperature changes on superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 119(3) : 263-273.
82. MENDEZ, J., VIOLAN, P. et DENANOT, M.F. (1987). Influence of nitrogen implantation on the fatigue properties of metals related to the nature of crack initiation mechanisms. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, B19/20: 232-235.
83. MENGHI, C., PLANERT, J., MELSEN, B. (1999). 3-d experimental identification of force systems from orthodontic loops activated for first order corrections. Angle Orthod., 69(1) : 49-57.
84. MEULIEN, P. (1990). Maîtrise de l'axe des incisives dans le sens vestibulo-lingual par un arc original en Titanium Molybdène Alloy (T.M.A.). Rev. Stomatol. Chir. Maxillofac., 91(5) : 335-343.
85. MICHAILESCO, P.M., MARCIANO, J., GRIEVE, A.R., ABADIE, M.J.M. (1995). In vivo recording of variations of oral temperature during meals : a pilot study. J. Proste. Dent., 73(2) : 214-218.
86. MILLER, R.J., DERAKHSHAN, M. The Invisalign System : Case report of a patient with deep bite, upper incisor flaring, and severe curve of Spee. Seminars in Orthodontics, 8(1) : 43-50.
87. MILLS, J.R.E. (1987). Principes and practice of orthodontics. 2^{ième} édition, Churchill Livingstone, Singapore, 194p.
88. MITCHELL, L. (1996). An introduction to orthodontics. Oxford University Press, Oxford, 233p.
89. 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.

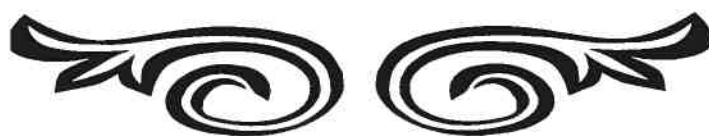
90. MIURA, F. (1988). Japanese NiTi alloy wire: use of the direct electric resistance heat treatment method, Euro. J. Orthod., 10: 187-191.
91. MOHLIN, B., MÜLLER, H., ÖDMAN, J., THILANDER, B. (1991) Examination of Chinese NiTi wire by a combined clinical and laboratory approach. Eur. J. Orthod., 13 : 386-391.
92. MORISHITA, T., SA'DO, B., NAKATA, S., NAKASIMA, A. (2001). An organic polymer orthodontic appliance. J. Clin. Orthod., 35(10) : 632-640.
93. MURRY, G. (1998). Métallurgie de base simple mais indispensable. Editions PYC Livres, Paris, 171p.
94. NAKANO, H., SATOH, K., NORRIS, R., JIN, T., KAMEGAI, T., ISHIKAWA, F., KATSURA, H. (1999). Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in three-point bending tests. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 115(4) : 390-395.
95. NELSON, K.R., BURSTONE, C.J., GOLDBERG, A.J. (1987). Optimal welding beta titanium orthodontic wires. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 92(3) : 213-219.
96. NIKOLAI, R.J., ANDERSON, W.T., MESSERSMITH, M.L. (1988). Structural responses of orthodontic wires in flexure from a proposed alternative to the existing specification test. Am. J. Orthod., 93(6): 496-504.
97. NIKOLAI, R.J. (1997). Orthodontic Wire : A continuing evolution. Semin. Orthod., 3(3) : 157-165.
98. O'BRIEN, W.J., RYGE, G. (1982). Les matériaux dentaires : Précis et guide de choix. Traduit par P. Desautels. Editions Préfontaine Inc. St-Jean-sur-Richelieu, 504p.
99. OLLU, J.-F. (1992). Mémoire de forme : mythe ou réalité? Rev. Orthop. Dento. Faciale, 26 : 349-357.
100. OLTJEN, J.M., DUNCANSON, M.G., GHOSH, J., NANDA, R.S., CURRIER, G.F. (1997). Stiffness-deflection behavior of selected orthodontic wires. Angle Orthod., 67(3) : 209-218.
101. PAN, J., THIERRY, D., LEYGRAF, C. (1996). Hydrogen peroxide toward enhanced oxide growth on titanium in PBS solution : Blue coloration and clinical relevance. J. Biomed. Mat. Res., 30: 393-402.
102. PIETTE, E., REYCHLER, H. (1991) Traité de pathologies buccale et maxillofaciale. De boeck-Wesmael, Bruxelles, 197p.

103. PROFFIT, W.R., FIELDS, H.W. (2000). Contemporary orthodontics. 3rd edition, Mosby, St-Louis, 742p.
104. RAYN, R., WALKER, G., FREEMAN, K., CISNEROS, G.J. (1997). The effects of ion implantation on rate of tooth movement : An in vitro model. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 112(1) : 64-68.
105. REMISE, C. (2001). *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.
106. ROCK, W.P., WILSON, H.J. (1988). Forces exerted by orthodontic aligning archwires. Br. J. Orthod., 15(4): 255-259.
107. SACHDEVA, R.C.L. (1994). Variable transformation temperature : Orthodontic Copper Ni-Ti makes it a reality. Shape Memory Alloys, 453-469.
108. SANTORO, M., NICOLAY, OF., CANGIALOSI, TJ. (2001). Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys : A clinically oriented review. Part I : Temperature transitionnal ranges. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 119(6) : 587-593.
109. SANTORO, M., NICOLAY, OF., CANGIALOSI, TJ. (2001). Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys : A clinically oriented review. Part II : Deactivation forces. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 119(6) : 594-603.
110. SARKAR, N.K., REDMOND, W., SCHWANINGER, B., GOLDBERG, A.J. (1983). The chloride corrosion behaviour of four orthodontic wires. Journal of Oral Rehabilitation, 10 : 121-128.
111. SCHMIDT, H. et SOLTANI-FARSHI, M. (1998). Effect of nitrogen implantation on the hydrogen depth distribution and fatigue properties of Ti6Al4V. Materials Sc. Engineering A., 248(1-2): 73-77.
112. SCHWANINGER, B., SARKAR, N.K., FOSTER, B.E. (1982). Effect of long-term immersion corrosion on the flexural properties of nitinol. Am. J. Orthod., 82(1) : 45-49.
113. SEGNER, D., IBE, D. (1995). Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontics treatment. Eur. J. Orthod., 17(5) : 395-402.
114. SMITH, J.R. (1980). Mechanical and clinical properties of new orthodontic alloys. J. Balt. Coll. Dent. Surg., 34(2) : 1-3.
115. SMITH, J.R., GORMAN, J.C., KURZ, C., DUNN, R.M. (1986). Keys to success in lingual therapy. Part I. J. Clinic. Orthod., 20(4).

116. SMITH, J.R., GORMAN, J.C., KURZ, C., DUNN, R.M. (1986). Keys to success in lingual therapy. Part II. J. Clinic. Orthod., 20(5).
117. SPIERINGS, T.A.M., PETERS, M.C.R.B., BOSMAN, F., PLASSCHAERT, A.J.M. (1987). Verification of teocalli modelage of heat transmission in teeth by in vivo experiments. J. Dent. Res., 66 : 1336-1339.
118. TALASS, M. F. (1992). Practice Building with Clear Wire Mechanics. Clinical Impressions, 1(4).
119. TIBBETS, V.R., SCHNELL, R.J., SWARTZ, M.L., PHILLIPS, R.W. (1976). Thermal diffusion through amalgam and cement bases : comparaison of in vitro and in vivo measurments. J. Dent. Res., 55 : 441-451.
120. TONNER, R.I.M., WATERS, N.E. (1994). The characteristics of super-elastic Ni-Ti wires in three-point bending. Part II : intra-batch variation. Eur. J. Orthod., 16 : 421-425.
121. WATANABE, M., NAKATA, S., MORISHITA, T. (1996). Organic polymer wire for esthetic maxillary retainers. J. Clin. Orthod., 30(5) : 266-271.
122. WIECHMANN, D. (2001). Modulus-driven lingual orthodontics. Clinical Impressions, 10(1) : 2-7 et 22-23.
123. WOMACK, W.R., AHN, J.H., AMMARI, Z., CASTILLO, A. (2002). A new approach to correction of crowding. Am. J. Orthop. Dentofac. Orthod., 122(3) :310-316.
124. WONG, E.K., BORLAND, D.W., WEST, V.C. (1994). Deformation of orthodontic archwires over time. Aust. Orthod. J., 13(3): 152-158.
125. YONEYAMA, T., DOI, H., HAMANAKA, H., OKAMOTO, Y., MOGI, M., MIURA, F. (1992). Super-elasticity and thermal behavior of Ni-Ti alloy orthodontic archwires. Dent. Mater. J., 11(1) : 1-10.
126. YONEYAMA, T., DOI, H., HAMANAKA, H., YAMAMOTO, M., KURODA, T. (1993). Bending properties and transformation temperatures of heat treated Ni-Ti alloy wire for orthodontic appliances. J. Biomed. Mat. Res., 27 : 399-402.
127. ZUFALL, S.W., KUSY, R.P. (2000). Stress relaxation and recovery behaviour of composite orthodontic archwires in bending. Eur. J. Orthod., 22 : 1-12.
128. ZUFALL, S.W., KUSY, R.P. (2000). Sliding mechanics of coated composite wires and the development of an engineering model for binding. Angle Orthod., 70(1) : 34-47.

CHAPITRE NEUVIEME

ANNEXES



9. ANNEXES

9.1 Observations SEM des fils 0,018" et 0,018x0,024" esthétiques.

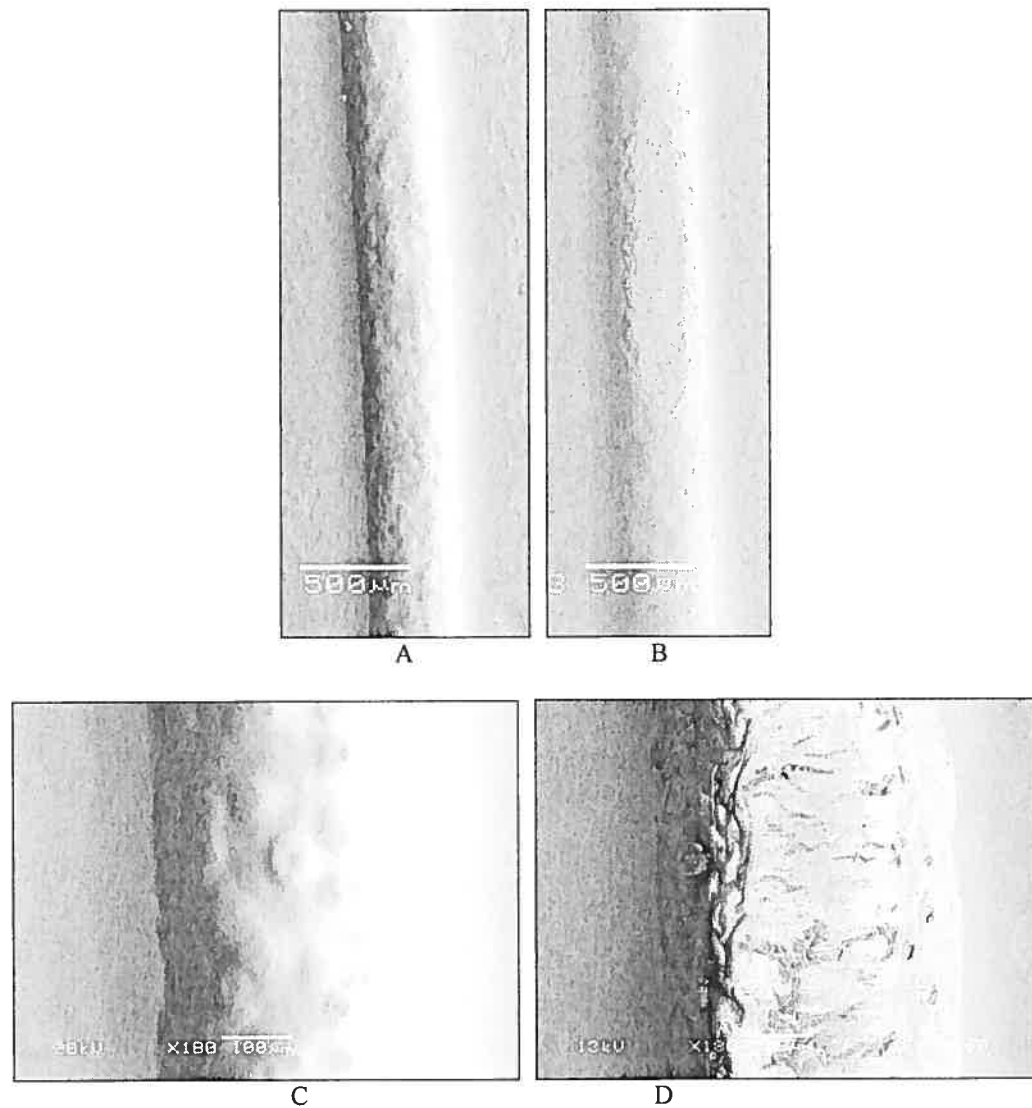


Figure 9.1 : Fil 0,018" esthétique de Cerum 33X a) avant cyclage b) après cyclage et à 180X c) avant cyclage d) après cyclage.

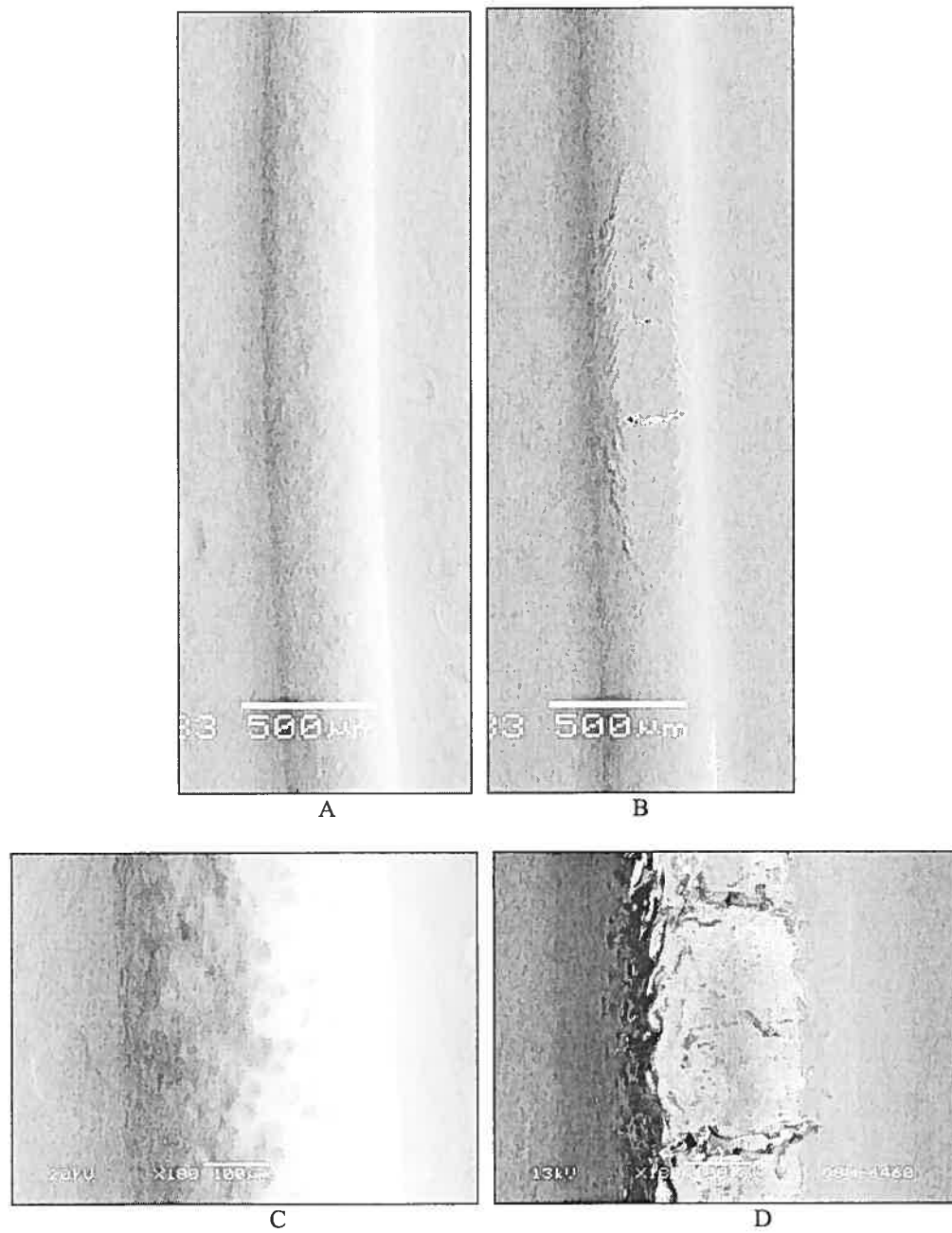


Figure 9.2 : Fil 0,018" esthétique de G&H 33X a) avant cyclage b) après cyclage et à 180X c) avant cyclage d) après cyclage.

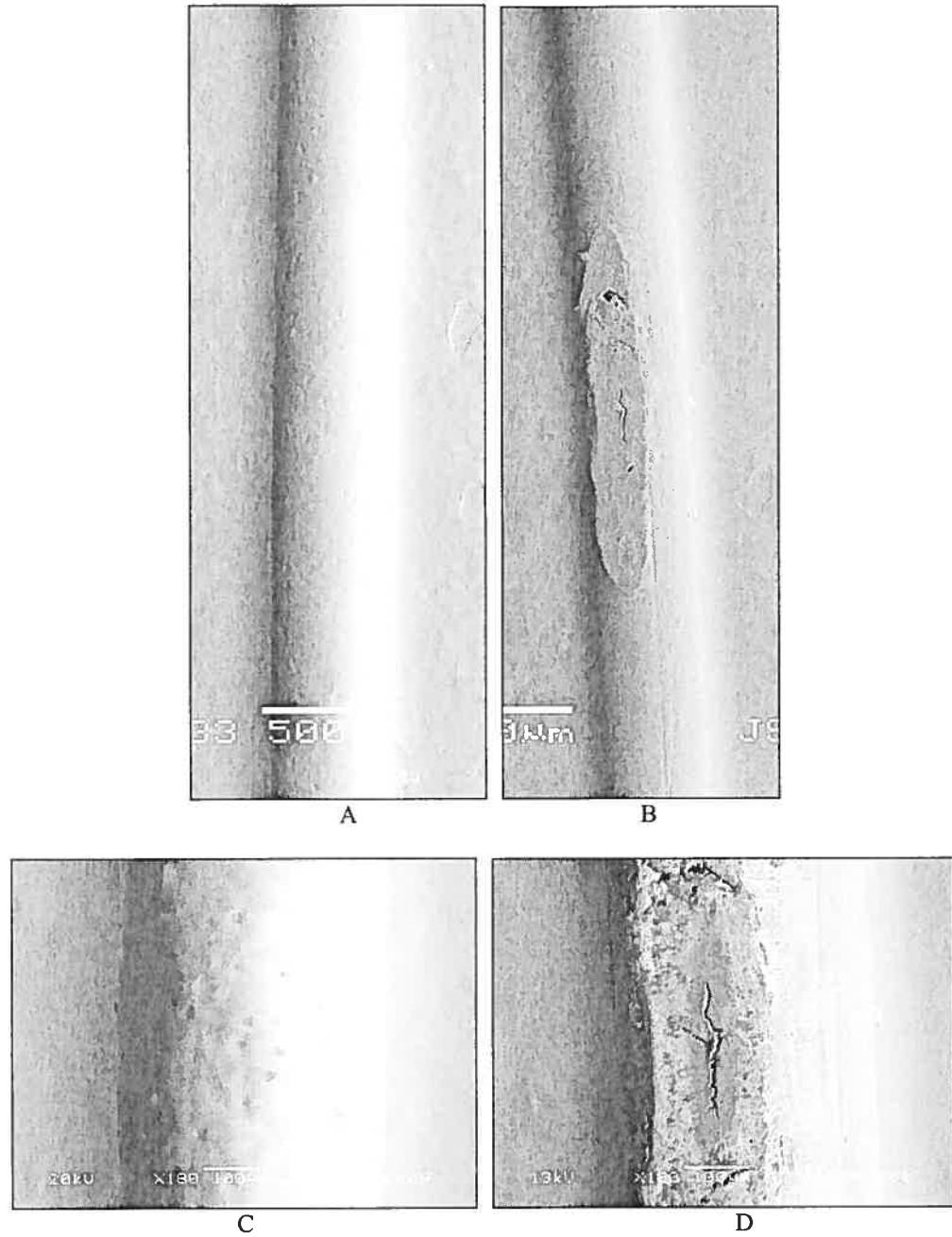


Figure 9.3 : Fil 0,018" esthétique de GAC 33X a) avant cyclage b) après cyclage et à 180X c) avant cyclage d) après cyclage.

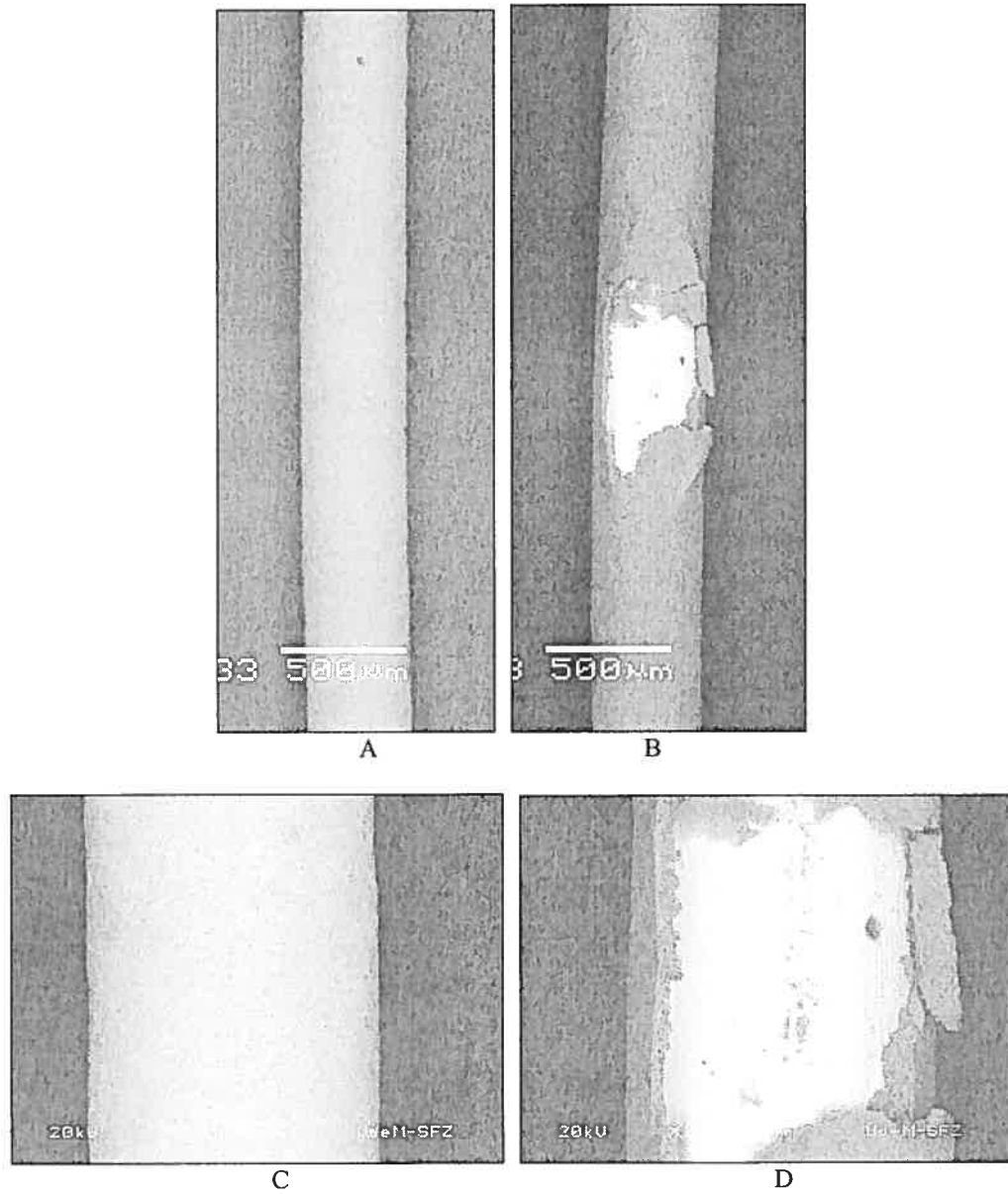


Figure 9.4 : Fil 0,018" esthétique de Masel 33X a) avant cyclage b) après cyclage et à 180X c) avant cyclage d) après cyclage.

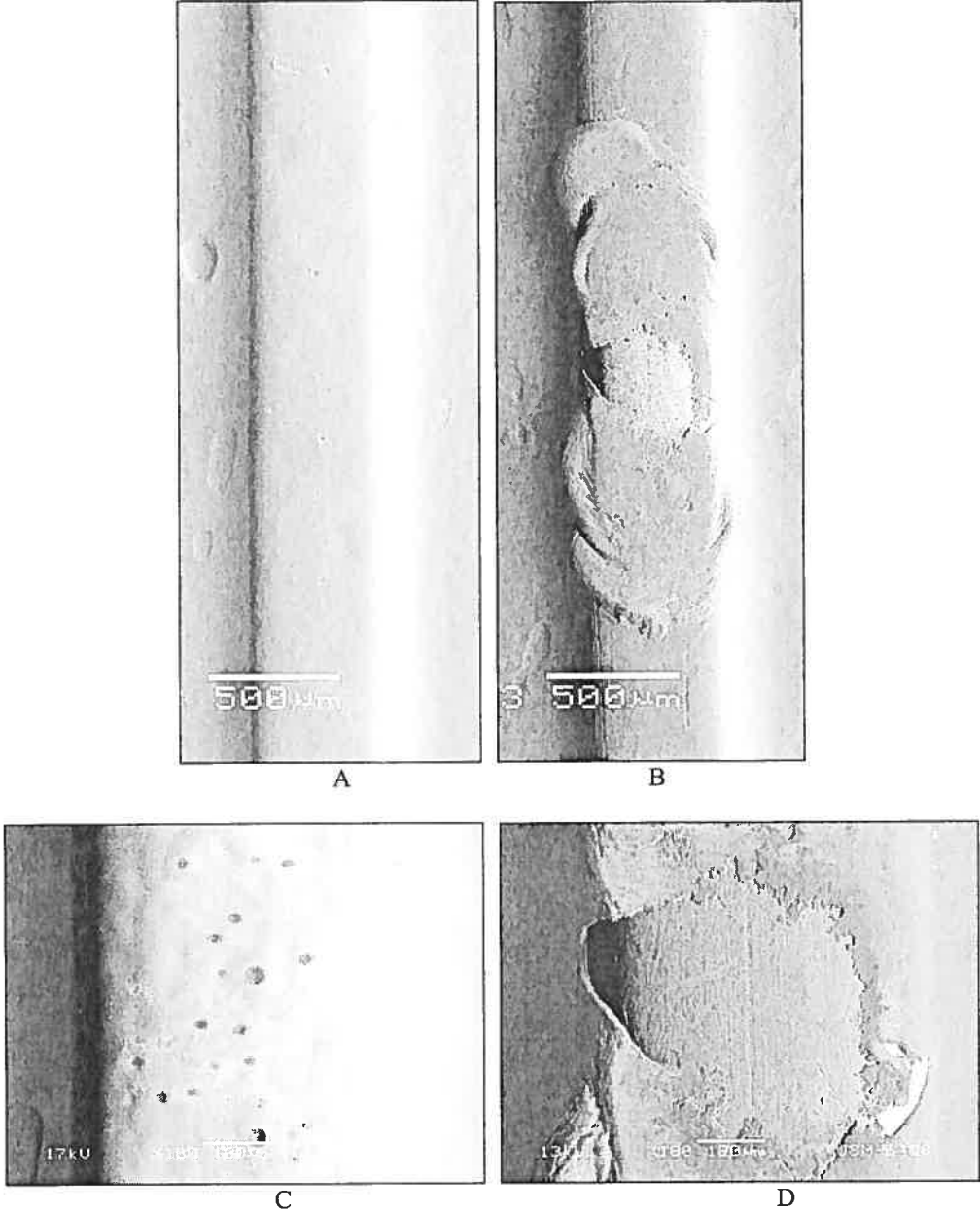


Figure 9.5 : Fil 0,018x0,024" esthétique de Cerum 33X a) avant cyclage b) après cyclage et à 180X c) avant cyclage d) après cyclage.

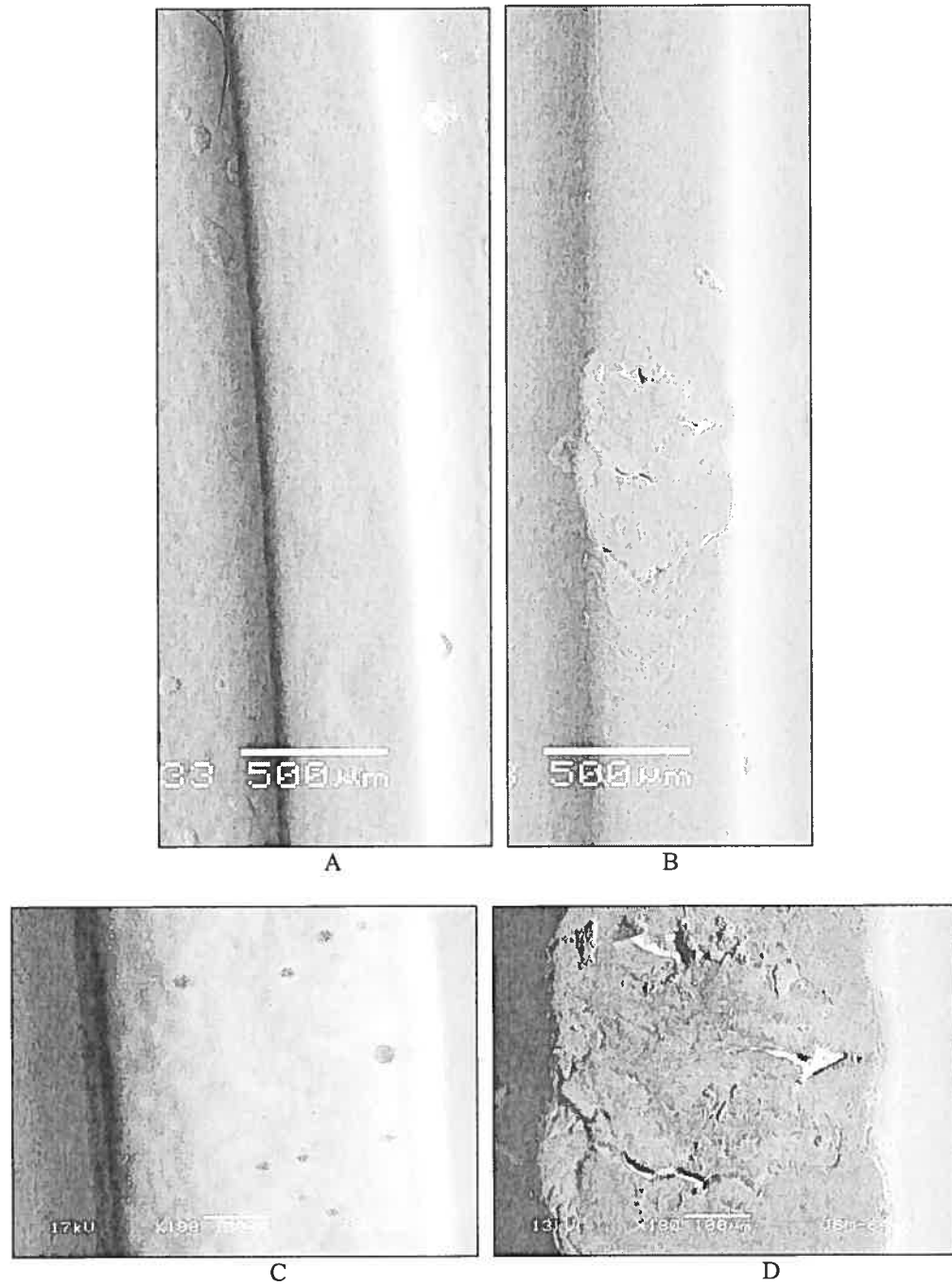


Figure 9.6 : Fil 0,018x0,024" esthétique de G&H 33X a) avant cyclage b) après cyclage et à 180X c) avant cyclage d) après cyclage.