

Université de Montréal

Evaluation 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.

par

Louis Cadotte

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  
Février, 2001

© Louis Cadotte, 2001



WU  
5  
1158  
2001  
N. 001

Université de Montréal  
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

Evaluation 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.

présenté par:  
Louis Cadotte

A été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Dr l'Hocine Yahia  
Dr Claude Remise  
Dre Hélène Lemay  
Dre Sophie Lerouge

Mémoire accepté le:.....

## SOMMAIRE

---

L'orthodontie vit à l'ère du titane depuis maintenant 30 ans. Au début des années 1970, Andreasen introduisit le Nitinol, premier fil orthodontique à base de cet élément. D'alliage en nickel-titane, ce fil démontra de grandes qualités élastiques: une limite élastique élevée, un bas module d'élasticité et une mémoire élastique (springback) excellente. Une seconde génération est apparue dans les années 1980, les fils en nickel-titane superélastiques. Contrairement au Nitinol, ceux-ci présentaient un plateau bien caractéristique dans leur courbe de désactivation. Ce plateau montre que ces fils transmettent aux dents des forces légères et constantes pendant la presque totalité de leur désactivation.

Bien que ces fils présentent des qualités indéniables, ils ne sont pas parfaits; il leur manque certaines propriétés, comme la soudabilité et la malléabilité. Celles-ci sont parfois nécessaires lors d'un traitement orthodontique.

A la recherche de nouveaux matériaux qui auraient présenté ces caractéristiques, Burstone et Goldberg (1979) firent l'essai d'un autre alliage: le titane-molybdène ou bêta-titane. Selon ces auteurs cet alliage offre un excellent équilibre de propriétés physiques (force suffisante, 42% de la rigidité de l'acier inoxydable, bon domaine d'activation, biocompatibilité, malléabilité, soudabilité). Ces propriétés permettent la configuration d'appareillages qui délivrent un meilleur système de forces tout en utilisant un choix de boucles simplifiées. Ces caractéristiques le rendent intéressant comme fil intermédiaire ou comme fil de finition pour remplacer l'acier inoxydable en thérapeutique si besoin est.

Au début des années 1980, ce nouvel alliage fut commercialisé par la compagnie Ormco sous le nom de T.M.A.<sup>®</sup> (Titanium-Molybdenum Alloy). Au cours de l'année 1999, d'autres alliages en titane-molybdène ont fait leur apparition sur le marché suite à l'expiration du brevet d'Ormco. Il s'agit principalement du "Bendaloy<sup>®</sup>" de la compagnie Rocky Mountain, du "Beta III Titanium<sup>®</sup>" de 3M/Unitek, et du "Resolve<sup>®</sup>" de GAC International dont le fournisseur est Ultimate Wireforms Inc. Un fil d'un autre type d'alliage (Ti-6Al-4V), le TiMolium<sup>®</sup> de la compagnie T.P. Orthodontics, est venu s'ajouter à cette liste.

La présente étude avait deux objectifs. Le premier était d'évaluer la résistance mécanique à long terme de ces nouveaux fils et de les comparer aux fils en nickel-titane de l'étude de Bernard (1999). Une série de caractéristiques mécaniques (force appliquée, courbe de désactivation, force de rappel, déformation, nombre de cycles à la rupture) fut étudiée et analysée. Le second objectif était de comparer la déformation permanente à court terme des différents fils en titane-molybdène, en acier inoxydable et en TiMolium. Il s'agissait de voir le comportement des fils sur une période de 60 minutes.

La sélection des échantillons fut effectuée en tenant compte des compagnies de fournitures orthodontiques les plus présentes dans la province de Québec. Pour chaque test, un total de cent vingt (120) fils fut réparti en deux groupes: 1) cinquante (50) fils ronds mesurant seize millièmes de pouce de diamètre et 2) soixante-dix (70) fils rectangulaires de seize millièmes par vingt-deux millièmes de pouce (0,016 x 0,022"). Pour les fils 0,016", deux types d'alliages étaient représentés: 1) en titane-molybdène (Bendaloy, Resolve, TMA, TMA "colored") et 2) en acier inoxydable (Tru Arch<sup>®</sup>). Pour les fils 0,016 x 0,022", trois types d'alliages étaient représentés: 1) en titane-molybdène (Bendaloy, Beta III, Resolve, TMA et TMA "ionguard"), 2) en Ti-6Al-4V (TiMolium) et 3) en acier inoxydable (Tru Arch). Dix (10) fils de chaque échantillon furent soumis aux tests. Chaque groupe de fils provenait d'un lot identique.

L'environnement des tests en fatigue devait imiter le milieu buccal. Un bassin rempli de salive artificielle fut maintenu à 37°C. Un modèle de test en flexion trois points retenu par Bernard (1999) fut utilisé pour les essais en fatigue. Pendant le cyclage, les fils étaient attachés à l'aide d'une ligature élastomérique sur l'un des deux appuis, l'autre extrémité étant libre de se déplacer. Les échantillons furent testés à 2 mm de déflexion. Un appareillage informatisé permit de faire une caractérisation aux cycles un (1), cent (100) et mille (1000) sur tous les fils. Les données recueillies furent analysées à l'aide de tests statistiques Anova pour mesures répétées. Ensuite une analyse plus poussée fut effectuée avec des tests statistiques Tukey HSD.

L'environnement des tests en déformation fut le même que celui en fatigue. Un modèle de test en trois points semblable à ceux retrouvés dans la littérature fut retenu (Miura et al., 1986; Drescher et al., 1994). Chaque échantillon devait subir une déflexion de 2 mm pour une période totale de 60 minutes. Les mesures de la force appliquée et de la déformation permanente furent prises aux temps 1, 5 et 60 minutes. L'analyse des données fut faite avec des tests statistiques Anova pour mesures répétées. Des tests statistiques t de Student et Tukey HSD ont complété les analyses statistiques.

Lors de la caractérisation des fils au premier cycle, les résultats expérimentaux ont révélé, pour les fils 0,016", la supériorité de certaines propriétés du TMA et du TMA "colored": faible rigidité, force de désactivation légère et constante, bon domaine d'activation. Pour les fils 0,016" x 0,022", le Beta III a présenté la meilleure combinaison de propriétés: faible rigidité, force de désactivation légère et constante, bon domaine d'activation. L'implantation ionique du TMA n'a pas amélioré ses propriétés mécaniques (rigidité, force de désactivation, domaine d'activation). En fatigue, il fut démontré que le protocole utilisé doit être ajusté au comportement élastique de chaque échantillon.

Les résultats expérimentaux des tests en déformation ont démontré que les fils en TMA (0,016" et "colored") ont obtenu les déformations les plus faibles statistiquement. Les fils en TMA (0,016" x 0,022" et "ionguard") ont eux aussi présenté les déformations les plus faibles statistiquement. Cependant, les différences cliniques entre ces derniers et le Resolve 0,016" x 0,022" étaient très faibles. Les fils 0,016" et 0,016" x 0,022" en Bentaloy ont présenté les pires performances des alliages en titane-molybdène. Tous les alliages testés ont démontré une augmentation de la déformation en fonction du temps, mais à des niveaux variés.

Les fils en titane-molybdène ont démontré, hors de tout doute, des avantages indéniables sur l'acier inoxydable et le Ti-6Al-4V, à l'exception du Bentaloy 0,016" et 0,016" x 0,022" et du Resolve 0,016". Ils présentent une rigidité plus faible, une force de désactivation plus légère et constante ainsi qu'un bon domaine d'activation.

La compréhension du comportement mécanique de ces différents fils est essentielle au clinicien pour faire un choix éclairé dans le traitement orthodontique.

## TABLE DES MATIÈRES

---

<b>SOMMAIRE.....</b>	<b>III</b>
<b>TABLE DES MATIÈRES.....</b>	<b>VII</b>
<b>LISTE DES TABLEAUX.....</b>	<b>XII</b>
<b>LISTE DES FIGURES .....</b>	<b>XIV</b>
<b>LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS .....</b>	<b>XVII</b>
<b>REMERCIEMENTS .....</b>	<b>XVIII</b>
<b>1. INTRODUCTION.....</b>	<b>2</b>
<b>2. REVUE DE LITTÉRATURE .....</b>	<b>5</b>
2.1 <i>LE MOUVEMENT DENTAIRE .....</i>	5
2.1.1 <i>L'intensité de la force .....</i>	6
2.1.2 <i>Les types de forces .....</i>	7
2.2 <i>LES PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES DES FILS ORTHODONTIQUES .....</i>	9
2.2.1 <i>Phases de traitement en orthodontie.....</i>	11
2.3 <i>LES DIFFÉRENTS ALLIAGES EN ORTHODONTIE.....</i>	13
2.3.1 <i>Les alliages précieux.....</i>	13
2.3.2 <i>Les alliages à base de fer.....</i>	14
2.3.3 <i>Les alliages à base de cobalt .....</i>	16
2.3.4 <i>Les alliages à base de titane .....</i>	18
Métallurgie du titane .....	18
Les alliages alpha ( $\alpha$ ) .....	19
Les alliages alpha-bêta ( $\alpha$ - $\beta$ ).....	19
Les alliages bêta ( $\beta$ ).....	20
2.3.4.1 <i>Le nickel-titane .....</i>	21

Le Nitinol.....	22
Le NiTi chinois.....	23
Le NiTi Japonais.....	24
2.3.4.2 Le bêta-titane .....	24
Métallurgie de l'alliage Bêta Ti-11,5Mo-6Zr-4,5Sn ou Bêta III.....	25
Caractéristiques générales du bêta-titane .....	26
Le TMA "colored" et "ionguard" .....	29
2.3.4.3 Caractérisation du bêta-titane .....	31
Essai en traction.....	31
Essai en flexion.....	35
Essai en torsion.....	42
La déformation .....	43
Essai en fatigue.....	45
Autres tests .....	48
2.3.4.4 Autres alliages en titane .....	49
Le Ti-13V-11Cr-3Al.....	50
Le Ti-6Al-4V.....	51
Le titane-niobium (Ti-Nb).....	53
2.3.4.5 A la recherche du fil idéal.....	53
<b>3. TECHNIQUES EXPÉRIMENTALES .....</b>	<b>56</b>
3.1 MATÉRIEL ET MÉTHODE EN FATIGUE .....	56
3.1.1 <i>Les spécimens en fatigue</i> .....	56
3.1.2 <i>Montage de fixation et appareil de flexion en fatigue</i> .....	57
3.1.3 <i>Environnement des expérimentations en fatigue</i> .....	58
3.1.4 <i>Système d'acquisition des données</i> .....	59
3.1.5 <i>Manipulation</i> .....	59
3.1.6 <i>Analyse</i> .....	60
3.1.6.1 <i>Analyse de la pente de la courbe de désactivation</i> .....	60
3.2 MATÉRIEL ET MÉTHODE EN DÉFORMATION .....	63

3.2.1	<i>Les spécimens</i> .....	63
3.2.2	<i>Montage de fixation et appareil de flexion</i> .....	63
3.2.3	<i>Environnement des expérimentations en déformation</i> .....	71
3.2.4	<i>Système d'acquisition des données</i> .....	72
3.2.5	<i>Manipulation</i> .....	72
3.2.5.1	<i>Préparation des spécimens</i> .....	72
3.2.5.2	<i>Préparation du montage</i> .....	73
3.2.5.3	<i>Fixation des fils</i> .....	74
3.2.5.4	<i>Exécution des tests</i> .....	74
3.2.6	<i>Analyse</i> .....	75
3.3	<b>SOURCES D'ERREURS</b> .....	76
3.3.1	<i>Technique expérimentale</i> .....	76
3.3.2	<i>Relevé des données expérimentales</i> .....	78
3.3.3	<i>Analyse statistique des résultats</i> .....	78
	<i>En fatigue</i> .....	78
	<i>En déformation</i> .....	79
<b>4.</b>	<b>RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX</b> .....	<b>82</b>
4.1	<b>TRAITEMENTS DES RÉSULTATS</b> .....	82
4.1.1	<i>Traitement des résultats en fatigue</i> .....	82
4.1.2	<i>Traitement des résultats en déformation</i> .....	82
4.2	<b>PRÉSENTATION DES RÉSULTATS</b> .....	83
4.2.1	<i>Tests de résistance en fatigue</i> .....	83
4.2.2	<i>Résultats des propriétés des fils lors des essais en fatigue</i> .....	85
4.2.3	<i>Courbes de la force en fonction du déplacement des fils testés</i> .....	88
4.2.4	<i>Tests en déformation</i> .....	100
<b>5.</b>	<b>DESCRIPTION DES RÉSULTATS</b> .....	<b>103</b>
5.1	<b>ANALYSE EN FATIGUE</b> .....	103
5.1.1.	<i>Fils 0,016"</i> .....	103

5.1.1.1 Analyse de la charge .....	103
5.1.1.2 Analyse de la force de rappel.....	104
5.1.1.3 Analyse de la pente de la courbe de désactivation.....	107
5.1.1.4 Analyse de la déformation au 1er cycle.....	108
5.1.1.5 Analyse de la résistance en fatigue .....	109
5.1.2 Fils 0,016" X 0,022" .....	110
5.1.2.1 Analyse de la charge .....	110
5.1.2.2 Analyse de la force de rappel.....	112
5.1.2.3 Analyse de la pente de la courbe de désactivation.....	115
5.1.2.4 Analyse de la déformation au 1er cycle.....	116
5.1.2.5 Analyse de la résistance en fatigue .....	117
5.2 ANALYSE EN DÉFORMATION .....	119
5.2.1 Fils 0,016".....	119
5.2.1.1 Analyse de la force.....	119
5.2.1.2 Analyse de la déformation .....	120
5.2.1.3 Relation entre la force et la déformation.....	122
5.2.1.4 Analyse de la déformation entre les périodes 1-5 et 5-60 minutes .....	123
5.2.2 Fils 0,016" X 0,022".....	125
5.2.2.1 Analyse de la force.....	125
5.2.2.2 Analyse de la déformation .....	127
5.2.2.3 Relation entre la force et la déformation.....	129
5.2.2.4 Analyse de la déformation entre les périodes 1-5 et 5-60 minutes .....	131
<b>6. DISCUSSION DES RÉSULTATS.....</b>	<b>136</b>
ESSAI EN FATIGUE.....	136
ESSAI EN DÉFORMATION .....	148
Fils 0,016" .....	149
Fils 0,016"x 0,022" .....	150
Déformation différée ou "creep deformation" .....	152
Implantation ionique.....	156

Phases de traitement et choix des fils .....	157
<b>7. CONCLUSIONS .....</b>	<b>160</b>
ESSAI EN FATIGUE.....	161
ESSAI EN DÉFORMATION .....	164
<b>8. BIBLIOGRAPHIE.....</b>	<b>168</b>
<b>9. ANNEXES .....</b>	<b>186</b>
ANNEXE I: MOUVEMENTS DENTAIRE .....	186
ANNEXE II: CORRESPONDANCE AVEC DR DEVANATHAN. ....	189
ANNEXE III-A: MONTAGE DE FIXATION ET APPAREIL DE FLEXION EN FATIGUE. ..	190
ANNEXE III-B: SYSTÈME D'ACQUISITION DES DONNÉES. ....	193
ANNEXE III-C: MANIPULATION.....	195
<i>Préparation des spécimens</i> .....	195
<i>Préparation du montage</i> .....	195
<i>Fixation des fils</i> .....	196
<i>Exécution des tests</i> .....	197
ANNEXE IV-A: DÉFORMATION EN FONCTION DE LA FORCE. FILS 0,016". ....	198
ANNEXE IV-B: DÉFORMATION EN FONCTION DE LA FORCE. FILS 0,016 x 0,022".	
.....	200
ANNEXE V: PUBLICITÉ DE LA COMPAGNIE ROCKY MOUNTAIN POUR LE BENDALLOY.	
.....	203
ANNEXE VI: PUBLICITÉ DE LA COMPAGNIE T.P. ORTHODONTICS POUR LE	
TIMOLIUM.....	204

## LISTE DES TABLEAUX

---

<i>Tableau I: Tableau représentant la force optimale pour certains mouvements dentaires..</i>	7
<i>Tableau II: Fils utilisés en fonction de la phase du traitement orthodontique.</i>	12
<i>Tableau III: Tableau représentant la limite conventionnelle d'élasticité (yield strength: YS), le module d'élasticité (E), et le rapport de ceux-ci (YS/E) des fils orthodontiques testés en traction rapportés par la littérature.</i>	33
<i>Tableau IV: Modules d'élasticité pour les fils en alliage de titane en flexion: une comparaison avec la littérature.</i>	38
<i>Tableau V: Ratios de rigidité rapportés des fils de diamètre 0,016".</i>	41
<i>Tableau VI: Ratios rapportés du domaine d'activation élastique en flexion pour des échantillons comparables.</i>	41
<i>Tableau VII: Comparaison des données en traction de fils orthodontiques.</i>	52
<i>Tableau VIII: Tableau des fils, des manufacturiers, de la grosseur des fils testés et de leur composition.</i>	56
<i>Tableau IX: Composition de la salive artificielle (Barrett et al., 1993).</i>	62
<i>Tableau X: Tableau représentant les diamètres mésio-distaux (en mm) des dents du dentoforme.</i>	64
<i>Tableau XI: Tableau représentant le nombre moyen de cycles à la rupture pour les fils de dimension 0,016".</i>	84
<i>Tableau XII: Tableau représentant le nombre moyen de cycles à la rupture pour les fils 0,016" X 0,022".</i>	84
<i>Tableau XIII: Propriétés de la caractérisation au 1<sup>er</sup> cycle. Essais en fatigue avec 2 mm de déflexion pour les fils 0,016".</i>	85
<i>Tableau XIV: Propriétés de la caractérisation au 1<sup>er</sup> cycle. Essais en fatigue avec 2 mm de déflexion pour les fils 0,016" X 0,022".</i>	85
<i>Tableau XV: Propriétés lors de la caractérisation au 100<sup>e</sup> cycle. Essais en fatigue avec 2 mm de déflexion pour les fils 0,016".</i>	86
<i>Tableau XVI: Propriétés lors de la caractérisation au 100<sup>e</sup> cycle. Essais en fatigue avec 2 mm de déflexion pour les fils 0,016" X 0,022".</i>	86

<i>Tableau XVII: Propriétés lors de la caractérisation au 1000<sup>e</sup> cycle. Essais en fatigue avec 2 mm de déflexion pour les fils 0,016".</i>	87
<i>Tableau XVIII: Propriétés lors de la caractérisation au 1000<sup>e</sup> cycle. Essais en fatigue avec 2 mm de déflexion pour les fils 0,016" X 0,022".</i>	87
<i>Tableau XIX: Tableau représentant la déformation subie par des fils 0,016" lors de l'application d'une force (N) sur une distance de 2 mm en fonction du temps.</i>	100
<i>Tableau XX: Tableau représentant la déformation subie par des fils 0,016" X 0,022" lors de l'application d'une force (N) sur une distance de 2 mm en fonction du temps.</i>	101
<i>Tableau XXI: Tableau représentant le nombre moyen de cycles à la rupture pour les fils 0,016" en NiTi et en bêta-titane. Déflexion de 2 mm.</i>	136
<i>Tableau XXII: Tableau comparant le nombre de cycles à la rupture à 2 mm et à 1 mm. Fils 0,016" X 0,022".</i>	138
<i>Tableau XXIII: Tableau comparant la rigidité des fils en Ni-Ti et en titane-molybdène au 1<sup>er</sup> cycle. Fils 0,016".</i>	141
<i>Tableau XXIV: Tableau montrant les forces des fils en Ni-Ti et en titane-molybdène au 1<sup>er</sup> cycle. Déflexion 2 mm. Fils 0,016".</i>	143
<i>Tableau XXV: Tableau représentant la déformation différée. Fils 0,016".</i>	153
<i>Tableau XXVI: Tableau représentant la déformation différée. Fils 0,016" x 0,022".</i>	154
<i>Tableau XXVII: Fils utilisés en fonction de la phase du traitement orthodontique.</i>	158

## LISTE DES FIGURES

---

<i>Figure 2.1: Courbe contrainte-déformation représentant les propriétés mécaniques de base importantes en orthodontie</i>	9
<i>Figure 2.2: Courbe contrainte-déformation pour un alliage super-élastique (NiTi)</i>	22
<i>Figure 2.3: Courbe charge-déflexion des fils en acier inoxydable, en TMA, et en NiTi selon un test en six points</i>	40
<i>Figure 2.4: Courbe de Wöhler comparant la résistance à la fatigue des fils 0,016" en acier inoxydable, en titane-molybdène et en nickel-titane</i>	47
<i>Figure 3.1 Bassin d'expérimentation avec salive artificielle</i>	59
<i>Figure 3.2: Paramètres retenus pour l'évaluation de la courbe force/déplacement</i>	62
<i>Figure 3.3: Jauge de placement des boîtiers utilisée avec articulateur Perkowski</i>	64
<i>Figure 3.4: Articulateur Perkowski (vue frontale)</i>	65
<i>Figure 3.5: Dentoforme expérimental</i>	65
<i>Figure 3.6: Montage en flexion trois points</i>	69
<i>Figure 3.7: Micromètre de marque Starrett (plage 0 à 25 mm)</i>	69
<i>Figure 3.8: 1) Adaptateur, 2) Cellule de charge de marque Entran (plage de 25N), 3) Applicateur de charge</i>	70
<i>Figure 3.9: Montage de l'applicateur, de la cellule de charge et de l'adaptateur</i>	70
<i>Figure 3.10: 1) Barre de soutien, 2) Bras du support, 3) Montage complet (ou support du fil)</i>	71
<i>Figure 3.11: Bassin d'expérimentation</i>	71
<i>Figure 3.12: Section de 40 mm de l'arc continu</i>	72
<i>Figure 3.13: Amplificateur de marque Hoskin Scientific</i>	73
<i>Figure 4.1: Tru Arch 1<sup>er</sup> cycle</i>	88
<i>Figure 4.2: Bendaloy 1<sup>er</sup> cycle</i>	89
<i>Figure 4.3: Bendaloy 100<sup>e</sup> cycle</i>	89
<i>Figure 4.4: Bendaloy 1000<sup>e</sup> cycle</i>	89
<i>Figure 4.5: Resolve 1<sup>er</sup> cycle</i>	90
<i>Figure 4.6: Resolve 100<sup>e</sup> cycle</i>	90
<i>Figure 4.7: Resolve 1000<sup>e</sup> cycle</i>	90
<i>Figure 4.8: TMA 1<sup>er</sup> cycle</i>	91

<i>Figure 4.9: TMA 100° cycle</i> .....	91
<i>Figure 4.10: TMA 1000° cycle</i> .....	91
<i>Figure 4.11: TMA "colored" 1<sup>er</sup> cycle</i> .....	92
<i>Figure 4.12: TMA "colored" 100° cycle</i> .....	92
<i>Figure 4.13: TMA "colored" 1000° cycle</i> .....	92
<i>Figure 4.14: Bendaloy 1<sup>er</sup> cycle</i> .....	93
<i>Figure 4.15: Bendaloy 100° cycle</i> .....	93
<i>Figure 4.16: Beta III 1<sup>er</sup> cycle</i> .....	94
<i>Figure 4.17: Beta III 100° cycle</i> .....	94
<i>Figure 4.18: Beta III 1000° cycle</i> .....	94
<i>Figure 4.19: Resolve 1<sup>er</sup> cycle</i> .....	95
<i>Figure 4.20: Resolve 100° cycle</i> .....	95
<i>Figure 4.21: Resolve 1000° cycle</i> .....	95
<i>Figure 4.22: TiMolium 1<sup>er</sup> cycle</i> .....	96
<i>Figure 4.23: TiMolium 100° cycle</i> .....	96
<i>Figure 4.24: TiMolium 1000° cycle</i> .....	96
<i>Figure 4.25: TMA 1<sup>er</sup> cycle</i> .....	97
<i>Figure 4.26: TMA 100° cycle</i> .....	97
<i>Figure 4.27: TMA 1000° cycle</i> .....	97
<i>Figure 4.28: TMA "ionguard" 1<sup>er</sup> cycle</i> .....	98
<i>Figure 4.29: TMA "ionguard" 100° cycle</i> .....	98
<i>Figure 4.30: TMA "ionguard" 1000° cycle</i> .....	98
<i>Figure 4.31: Tru Arch 1<sup>er</sup> cycle</i> .....	99
<i>Figure 5.1: Histogramme de la force appliquée. Fils 0,016"</i> .....	104
<i>Figure 5.2: Histogramme des forces de rappel à 1,9 mm et 1,0 mm. Fils 0,016"</i> .....	105
<i>Figure 5.3: Histogramme de la force de désactivation. Fils 0,016"</i> .....	106
<i>Figure 5.4: Histogramme de la courbe de désactivation. Fils 0,016"</i> .....	108
<i>Figure 5.5: Histogramme de la déformation permanente. Fils 0,016 "</i> .....	109
<i>Figure 5.6: Histogramme de la résistance en fatigue. Fils 0,016"</i> .....	110
<i>Figure 5.7: Histogramme de la force appliquée. Fils 0,016" x 0,022"</i> .....	112
<i>Figure 5.8: Histogramme des forces de rappel à 1,9 mm et 1,0 mm. Fils 0,016" x 0,022"</i> .....	113
<i>Figure 5.9: Histogramme de la force de désactivation. Fils 0,016" x 0,022"</i> .....	114

<i>Figure 5.10: Histogramme de la pente de la courbe de désactivation. Fils 0,016" x 0,022".</i>	
.....	116
<i>Figure 5.11: Histogramme de la déformation permanente. Fils 0,016" x 0,022"</i>	117
<i>Figure 5.12: Histogramme de la résistance en fatigue. Fils 0,016" x 0,022"</i>	118
<i>Figure 5.13: Histogramme de la force moyenne en fonction du temps. Fils 0,016".</i>	120
<i>Figure 5.14: Histogramme de la déformation en fonction du temps. Fils 0,016"</i>	121
<i>Figure 5.15: Graphique de la déformation et de la force appliquée. Fils 0,016"</i>	122
<i>Figure 5.16: Histogramme de la déformation différée. Fils 0,016".</i>	124
<i>Figure 5.17: Graphique comparant la déformation différée. Fils 0,016"</i>	124
<i>Figure 5.18: Histogramme de la force en fonction du temps. Fils 0,016" x 0,022".</i>	126
<i>Figure 5.19: Histogramme de la déformation en fonction du temps. Fils 0,016" x 0,022".</i>	128
<i>Figure 5.20: Graphique de la déformation et de la force appliquée. Fils 0,016" x 0,022".</i>	129
<i>Figure 5.21: Histogramme de la déformation différée. Fils 0,016" x 0,022"</i>	132
<i>Figure 5.22: Graphique de la déformation différée. Fils 0,016" x 0,022"</i>	133
<i>Figure 9.1: Mouvement de rotation</i>	186
<i>Figure 9.2: Alignement bucco-lingual</i>	186
<i>Figure 9.3: Vue buccale d'une molaire</i>	187
<i>Figure 9.4: Vue labiale d'une incisive</i>	187
<i>Figure 9.5: Vue mésio-distale d'une pré-molaire. Inclinaison bucco-linguale</i>	188
<i>Figure 9.6: Vue mésio-distale d'une incisive. Inclinaison labio-linguale</i>	188
<i>Figure 9.7 : Appareil MTS-858 (Bionix testing system)</i>	190
<i>Figure 9.8: Cellule de charge Artech (25 livres)</i>	191
<i>Figure 9.9: Montage de support avec boîtiers et fil orthodontiques</i>	192
<i>Figure 9.10: Ordinateur IBM 386 et console d'enregistrement</i>	193
<i>Figure 9.11: Graphique de la déformation et de la force appliquée.</i>	
<i>Fils 0,016". (5 minutes)</i>	198
<i>Figure 9.12: Graphique de la déformation et de la force appliquée.</i>	
<i>Fils 0,016".(60 minutes)</i>	199
<i>Figure 9.13: Graphique de la déformation et de la force appliquée.</i>	
<i>Fils 0,016" x 0,022".(5 minutes)</i>	200
<i>Figure 9.14: Graphique de la déformation et de la force appliquée</i>	202
<i>Fils 0,016" x 0,022". (60 minutes)</i>	202

## LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

---

$\alpha$	Alpha
A.D.A.	Association Dentaire Américaine
$\beta$	Bêta
°C	Degré Celsius
cm	Centimètre
Cr-Co-Ni	Chrome-cobalt-nickel
Cu-Ni-Ti	Alliage de cuivre-nickel-titane
E	Module d'élasticité
Fe	Fer
Hz	Hertz
g	Gramme
g/cm <sup>2</sup>	Gramme par centimètre carré
G	Giga
kN et cN	Kilo Newton et Centi Newton
ksi	"kilo per square inch"
M	Méga
mm	Millimètre
Mo	Molybdène
Pa	Pascal
psi	"Pound per square inch" ou livre par pouce carré
N	Newton
Ni-Ti	Alliage de nickel-titane
Ti-6Al-4V	Alliage de titane, d'aluminium et de vanadium
TiN	Complexe de nitrure de titane
TiO	Oxyde de titane
YS	"yield strength" ou limite conventionnelle d'élasticité
YS/E	Limite conventionnelle d'élasticité/module d'élasticité

## REMERCIEMENTS

---

Je voudrais remercier d'abord mon directeur de recherche, le Dr l'Hocine Yahia pour l'aide, les conseils et les encouragements qu'il m'a apportés dans l'élaboration de ce travail de maîtrise. En m'ouvrant les portes de son laboratoire, j'y ai découvert le sens de la recherche.

Je voudrais également remercier mon professeur, le Dr Claude Remise, codirecteur de recherche, pour son support dans l'élaboration de ce mémoire. J'aimerais aussi souligner l'apport de sa rigueur intellectuelle et scientifique. Il a su faire preuve d'une grande compréhension et d'un grand dévouement notamment dans la recherche de fonds qui est nécessaire dans tout projet de recherche.

Je témoigne ma gratitude à M. Francis Boudreault. Il a fait preuve d'une disponibilité et d'une patience lors de l'élaboration de ce projet. Sa contribution à la conception technique des différents montages et à l'analyse des résultats fut très appréciée.

Mes sincères remerciements à Dre Sophie Lerouge pour avoir accepté de participer au jury de ce mémoire et y avoir consacré le temps nécessaire.

Egalement, mes sincères remerciements à Dre Hélène Lemay pour avoir accepté de participer au jury de ce mémoire comme présidente-rapporteuse, et y avoir consacré le temps nécessaire.

Je désire offrir mes sincères remerciements à M. Pierre Rompré pour son aide indispensable lors de l'analyse statistique de cette étude. Ses précieuses connaissances alliées d'une patience à toute épreuve m'ont permis d'interpréter adéquatement les résultats obtenus.

Je remercie M. Thuy Khanh Nguyen, M. Hugo St-Jean et M. Mathieu St-Pierre qui m'ont aidé lors de la réalisation de ce projet.

Je veux aussi remercier les compagnies Ormco (U.S.A.), GAC (U.S.A.), Rocky Mountain (U.S.A.), Unitek/3M (U.S.A.) et T.P.Orthodontics (U.S.A.) qui m'ont fourni gracieusement tous les échantillons étudiés.

J'aimerais souligner la contribution financière de la NESO (Northeastern Society of Orthodontists) qui participe au progrès de la recherche en orthodontie.

Finalement, ce projet n'aurait tout simplement pas vu le jour sans la contribution très généreuse du Fonds Paul-Geoffrion. Un remerciement sincère à toutes les personnes qui contribuent depuis des années à cet organisme dont l'un des rôles est l'avancement des connaissances en orthodontie au Québec.

*A mes parents*

*La patience de l'eau qui  
arrondit le caillou.*

*Félix Leclerc*

# **CHAPITRE PREMIER**

## **INTRODUCTION**

## 1. INTRODUCTION

---

Le traitement orthodontique a pour objectif l'amélioration de la position des dents, de la forme des arcades dentaires ainsi que de leurs rapports. Les moyens mis à la disposition de l'orthodontiste comprennent, entre autres, l'utilisation des appareils multi-attaches et l'emploi des fils orthodontiques.

Les fils orthodontiques sont utilisés pour transmettre des forces aux dents afin de les aligner. Ces forces devraient être optimales et constantes. Une force optimale est la force la plus légère qui peut bouger une dent dans une position désirée dans un court laps de temps, avec le moins d'effets secondaires possibles. La constance de la force est donnée par la régularité de la force appliquée dans le domaine d'activation de l'appareil; elle peut être obtenue en diminuant le taux charge-déflexion des fils. Celui-ci peut être influencé par: la section en coupe du fil, la distance inter-boîtiers, la longueur du fil (incorporation de boucles) et le type d'alliage utilisé (Nanda, 1997).

Les principaux alliages utilisés en orthodontie sont: l'acier inoxydable, le chrome-cobalt-nickel, le nickel-titane et le titane-molybdène. La recherche, au cours des dernières années, a principalement étudié le comportement des fils en nickel-titane (Mohlin et al., 1991; Smith et al., 1992; Drescher et al., 1994; Wong et al., 1994; Segner et Ibe, 1995; Bernard, 1999; Nakano et al., 1999).

Le titane-molybdène, quant à lui, a surtout été investigué dans les années 1980. Selon Burstone et Goldberg (1980), ce fil offre un équilibre unique des propriétés de mémoire élastique, de malléabilité et de soudabilité comparable à celui des propriétés de l'acier inoxydable tout en montrant approximativement 40% de sa rigidité. Or, de plus en plus de cliniciens optent pour ce fil pour remplacer l'acier inoxydable lors de la fermeture des espaces. Il sera donc soumis davantage aux sollicitations cycliques de la mastication qui peuvent entraîner une fatigue mécanique du matériau.

Pour évaluer ce phénomène, nous avons décidé d'évaluer la résistance des fils en titane-molybdène face à des sollicitations cycliques mécaniques imitant les mouvements de la mastication. De plus, les propriétés mécaniques de ces fils seront comparées aux fils en nickel-titane en vue d'une utilisation potentielle comme premier fil d'alignement.

Enfin, l'étude de la déformation permanente à court terme des fils en alliages de titane-molybdène permettra d'en évaluer le domaine d'activation. La connaissance des propriétés mécaniques nous aidera à choisir d'une façon éclairée les fils utilisés lors d'un traitement orthodontique.

**CHAPITRE DEUX**

**REVUE DE LITTÉRATURE**

## 2. REVUE DE LITTÉRATURE

---

L'orthodontie est définie comme étant “l'art de corriger ou de prévenir les déformations et les malocclusions des arcades dentaires, ainsi que les malpositions dentaires” (Béry, 1980). A une époque plus reculée certains auteurs, dont Fauchard en 1728, ont préconisé la correction des malpositions dentaires par extraction, par limage, et par pression digitale (Piette et Reychler, 1991). Dès cette époque, on avait compris que le mouvement dentaire pouvait résulter de l'application de forces sur les dents. Heureusement pour les patients, les techniques ont évolué. Ces forces sont maintenant produites par des appareils comprenant des boîtiers, des élastiques et des fils qui sont insérés et activés par le clinicien.

Le défi pour le clinicien, en utilisant ces appareils, est de produire un système de forces qui soit le plus physiologique possible lors du déplacement dentaire.

### *2.1 Le mouvement dentaire*

Le mouvement dentaire peut être de type physiologique ou provoqué (orthodontique). Dans les deux cas cela implique des mécanismes complexes au niveau cellulaire (Davidovitch, 1994 et 1997). Le mouvement orthodontique est obtenu suite à l'application d'une force sur une ou plusieurs dents. Nous assistons à des réactions inflammatoires et à des processus de réparation dans le parodonte (Davidovitch, 1997).

La réponse physiologique à ces forces exercées sur les dents est principalement en fonction de l'intensité et du type de celles-ci (Proffit et Fields, 2000; Graber et Vanarsdall, 2000).

### *2.1.1 L'intensité de la force*

L'intensité ou la grandeur d'une force entraîne des changements dans la perfusion de 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/cm<sup>2</sup>) favorise une résorption directe ou "frontale". Elle consiste en la résorption de la plaque de l'os alvéolaire adjacent à la région de la membrane parodontale sous pression. L'objectif est d'augmenter l'activité cellulaire tout en s'assurant de la viabilité cellulaire sans causer de compression tissulaire exagérée. On assiste à un remodelage de l'alvéole dentaire. Le résultat sera un mouvement dentaire plus rapide avec moins de dommages aux tissus parodontaux. Enfin, elle entraîne aussi moins d'inconfort et de douleur au patient (Gianelly, 1969; Goldman et Gianelly, 1972; Graber et Vanarsdall, 2000).

L'application de forces "élevées" entraînera une résorption indirecte ou "sous-minée". Il n'y a pas d'activité de résorption osseuse au site immédiat de pression. Elle se produit dans la moelle, près de la plaque alvéolaire, avant d'atteindre celle-ci. On assiste à une nécrose des éléments cellulaires du ligament parodontal et à de la douleur plus importante. L'efficacité du mouvement dentaire en est diminuée.

L'application de forces trop élevées peut entraîner les complications suivantes: la rhizolyse, une mobilité dentaire augmentée, une perte de hauteur de la crête alvéolaire, l'irritation et la nécrose pulpaire, un retard dans le mouvement dentaire, une perte d'ancrage et de la douleur (Piette et Reyhler, 1991; Goldman et Gianelly, 1972; Proffit et Fields, 2000; Mitchell, 1996).

On peut éviter ces ennuis en employant des forces légères qui entraînent un déplacement dentaire ne dépassant pas 1 mm par mois (Piette et Reyhler, 1991).

En orthodontie, l'objectif est de produire le plus souvent possible un mouvement dentaire par résorption frontale (Proffit et Fields, 2000). L'application de forces légères semblerait donc constituer un optimum clinique (Davidovitch, 1997).

<i>Force optimale pour un mouvement dentaire orthodontique</i>	
Mouvement de bascule	35-60 g
Mouvement de translation	70-120 g
"Root uprighting"	50-100 g
Mouvement de rotation	35-60 g
Extrusion	35-60 g
Intrusion	10-20 g

*Tableau I: Tableau représentant la force optimale pour certains mouvements dentaires. Tiré et adapté de Proffit et Fields (2000).*

### **2.1.2 Les types de forces**

Les forces appliquées en orthodontie sont soit continues, soit intermittentes (Piette et Reyhler, 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), ce qui semble un idéal inaccessible puisqu'une force continue peut être interrompue après une certaine période. Davidovitch (1997) affirme que les forces orthodontiques ne doivent pas nécessairement être appliquées de façon continue pour produire leurs effets parce qu'elles peuvent provoquer une résistance des cellules cibles et ralentir le déplacement dentaire. Selon lui, l'application de forces de courte durée permet de déplacer la dent efficacement et de manière durable. Elle aide à une meilleure réorganisation des tissus parodontaux (Piette et Reychler, 1991; Graber et Vanarsdall, 2000). Enfin, les forces continues sont utilisées en orthodontie, en particulier avec les techniques multi-attaches, pour vaincre la résistance qui viendrait des contacts occlusaux (Davidovitch, 1997).

La traction extra-orale est un exemple de force intermittente. C'est une force discontinue avec des périodes de repos et d'activité brèves et de durées égales.

En tenant compte de ces faits, le défi est de produire un système qui utilisera des forces légères, qu'elles soient continues ou non selon la situation donnée. Les moyens d'y parvenir sont: l'utilisation de boîtiers, l'emploi de fils de différents alliages et la connaissance des propriétés mécaniques des divers matériaux.

## 2.2 Les propriétés mécaniques des fils orthodontiques

Pour l'orthodontiste, trois des propriétés mécaniques importantes des fils orthodontiques sont: la limite d'élasticité, le module d'élasticité et la flexibilité maximale ou domaine d'activation (O'Brien et Ryge, 1982) (Fig. 2.1).

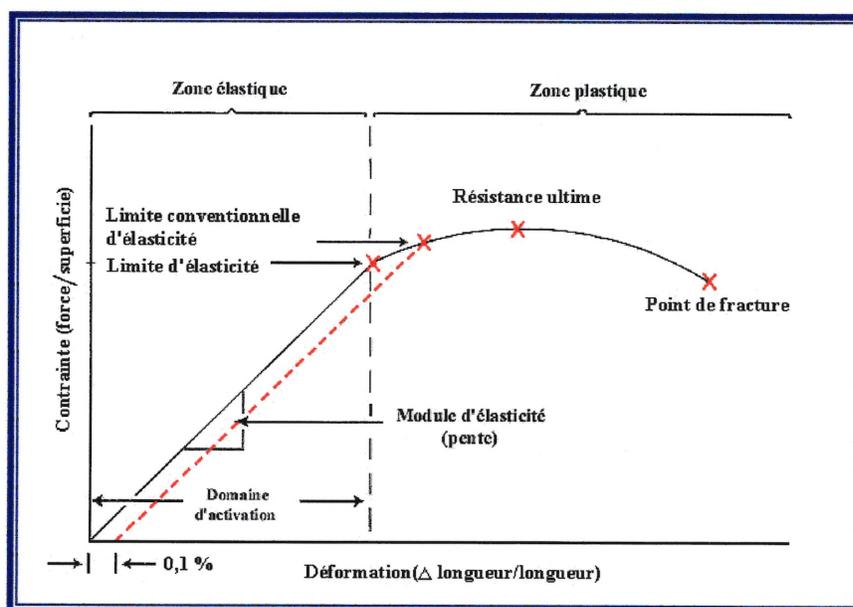


Figure 2.1: Courbe contrainte-déformation représentant les propriétés mécaniques de base importantes en orthodontie.  
Tiré et adapté de O'Brien et Ryge (1982) et Proffit et Fields (2000).

La limite d'élasticité est la contrainte maximale qui peut être appliquée à un fil sans occasionner de déformation permanente. Elle représente la valeur de la contrainte à la limite du domaine élastique (O'Brien et Ryge, 1982).

Sur la courbe contrainte-déformation (Fig. 2.1), le module d'élasticité (E) qui est le quotient de la contrainte et de la déformation, détermine la rigidité d'un matériau. Il ne peut être calculé que sous la limite d'élasticité. Une basse rigidité nous permet d'appliquer des forces plus faibles et plus constantes pendant la désactivation du fil. Elle permet aussi une plus grande facilité et une plus grande précision dans l'application d'une force donnée pour contrôler le mouvement dentaire (O'Brien et Ryge, 1982; Kapila et Sachdeva, 1989).

La flexibilité maximale, ou *domaine d'activation* en termes orthodontiques, est le degré maximal de déformation qui se produit à l'intérieur de la portion élastique de la courbe contrainte-déformation (O'Brien et Ryge, 1982).

A partir de la courbe contrainte-déformation, d'autres propriétés nécessaires à la compréhension du comportement des fils orthodontiques peuvent être déduites. Il s'agit de la limite conventionnelle d'élasticité, la mémoire élastique, la résilience, la ductilité, la ténacité et l'allongement à la rupture.

La limite conventionnelle d'élasticité ou "yield strength" (YS) est la charge (ou contrainte) à laquelle correspond une très légère déformation permanente. C'est une valeur arbitraire choisie sur la courbe contrainte-déformation où l'augmentation de déformation est plus grande que la proportionnalité (0,1% ou 0,2 % de déformation élastique sur la courbe). Il est plus facile à déterminer que la limite d'élasticité (O'Brien et Ryge, 1982) (Fig. 2.1).

La mémoire élastique (YS/E) ou "springback" est le rapport de la limite conventionnelle (YS) et du module d'élasticité (E). Elle décrit la déformation maximale élastique (Château, 1993). La valeur de la mémoire élastique peut être affectée par le choix de la compensation en pourcentage utilisé pour calculer la limite conventionnelle d'élasticité (YS), particulièrement si la région élastique de la courbe

contrainte-déformation n'est pas bien définie (Drake et al., 1982). Une mémoire élastique plus élevée permet de plus grandes activations sans déformation permanente et avoir un large effet de détente (Drake et al., 1982; Kapila et Sachdeva, 1989; Deblock et al., 1998).

La résilience est la capacité d'un matériau élastique à emmagasiner de l'énergie (Deblock et al., 1998). Cette propriété représente la capacité disponible pour bouger les dents (Kapila et Sachdeva, 1989). Elle est représentée par l'aire sous la partie élastique de la courbe contrainte-déformation (O'Brien et Ryge, 1982).

La ductilité d'un matériau est sa capacité de subir une déformation plastique sans se rompre. Elle donne la possibilité de façonner le fil sans fracture pour réaliser les configurations désirées afin de maîtriser l'intensité des forces et des couples (Deblock et al., 1998).

La ténacité est la quantité d'énergie requise pour fracturer un matériau. Elle caractérise sa résistance à la rupture (O'Brien et Ryge, 1982; Deblock et al., 1998).

Le point de rupture permet de déterminer le pourcentage d'allongement et la charge à la rupture. Il est utilisé dans quelques études (Goldberg et Burstone, 1979; Shastry et Goldberg, 1983; Kusy et Stush, 1987; Burstone et Farzin-Nia, 1995).

### ***2.2.1 Phases de traitement en orthodontie***

Les principales phases du traitement orthodontique sont: la phase d'alignement, la phase intermédiaire, et la phase de finition. Chaque phase nécessite un emploi judicieux et adapté des fils pour obtenir un traitement orthodontique optimal (Tableau II, p.12).

La phase d'alignement initial procède au nivellement et aux corrections des rotations dentaires (mouvement de 1<sup>er</sup> ordre)(Annexe I, p. 186). Elle nécessite l'emploi de fils flexibles avec un bon domaine d'activation. Les propriétés recherchées sont: un bas module d'élasticité, une limite élastique élevée et une excellente mémoire élastique.

La phase intermédiaire est celle de la correction de la relation molaire, de la fermeture des espaces et des corrections dentaires de 2<sup>ème</sup> et de 3<sup>ème</sup> ordres (Annexe I, p. 186). Un amalgame des propriétés suivantes est recherché: module d'élasticité moyen, bonne soudabilité et équilibre entre la malléabilité et la mémoire élastique. Dépendant de la technique utilisée, elle peut nécessiter l'utilisation de fils rigides (en acier inoxydable) ou plus flexibles comme le TMA.

La phase de finition a comme objectif la stabilisation de l'occlusion. Selon la situation clinique, le clinicien optera pour le fil qui lui donnera le plus d'avantages (Kusy, 1997).

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

*Tableau II: Fils utilisés en fonction de la phase du traitement orthodontique.*

### ***2.3 Les différents alliages en orthodontie***

L'orthodontie a connu, depuis ses débuts, une évolution quant à l'utilisation de différents alliages. Ceux-ci peuvent être classés en: alliages précieux, à base de fer, à base de cobalt et à base de titane.

#### ***2.3.1 Les alliages précieux***

Les alliages précieux furent les premiers utilisés en orthodontie (Proffit et Fields, 2000). Ceux-ci étaient composés principalement d'or (au moins à 75%), de platine, d'iridium et d'argent (Graber et Vanarsdall, 2000). Ils étaient esthétiques et résistants à la corrosion, mais manquaient de flexibilité et de résistance à la traction. Au niveau des propriétés physiques, l'acier inoxydable présentait un module d'élasticité et une limite conventionnelle d'élasticité plus élevés. L'or avait une mémoire élastique (springback) légèrement inférieure à celle de l'acier inoxydable (Burstone et Goldberg, 1980). L'acier inoxydable était supérieur comme fil d'arcade, mais l'or pouvait recevoir un traitement thermique de durcissement, lui conférant un avantage sur l'acier inoxydable. Ainsi, il pouvait être plié dans un état ductile et ensuite durci au four pour la fabrication d'arcs linguaux (Mills, 1987).

L'introduction, par Angle, de la technique Edgewise (boîtiers de 0,022" x 0,028") dans les années 1920, conjointement avec l'avènement de l'acier inoxydable et de l'amélioration du processus de tréfilage dans les années 1930, ont permis à ce nouvel alliage d'être formé dans des diamètres de section en coupe plus petits (Kusy, 1997). Cette nouvelle technologie a permis de détrôner les alliages précieux, car malheureusement pour eux, leur section en coupe était devenue trop flexible pour permettre une performance efficace de certaines procédures de stabilisation pendant la thérapie orthodontique active. (Nikolai, 1997.) Les années 1970 verront leur disparition définitive suite à l'augmentation du prix de l'or (Mills, 1987; Proffit et Fields, 2000).

### *2.3.2 Les alliages à base de fer*

Les fils orthodontiques à base de fer sont des aciers inoxydables austénitiques. Découverts peu d'années avant la Première Guerre Mondiale, ils sont devenus largement disponibles après celle-ci. Angle les utilisait, en 1930, comme fil à ligature (Graber et Vanarsdall, 2000). A partir de 1936, pour des raisons économiques, l'acier inoxydable remplace l'or dans la fabrication des fils orthodontiques (Château, 1993).

Les aciers inoxydables couramment utilisés en orthodontie contiennent approximativement 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).

Leur contenu bas en carbone et leur haut contenu en chrome et en nickel augmente leur résistance à la corrosion. C'est l'oxydation du chrome qui lui donne ses qualités inoxydables. La présence de nickel stabilise l'austénite à basse température. L'austénite seule a une limite élastique trop basse pour être utilisée en orthodontie, mais la présence de chrome lui confère une limite élastique suffisante (Château, 1993).

Cet alliage était considéré comme supérieur aux alliages en métaux précieux à cause d'une bonne résistance à la corrosion en environnement buccal, d'une limite élastique plus élevée, d'une bonne malléabilité (ductilité), d'un module d'élasticité plus élevé et d'un faible coût, d'où sa popularité. Cependant, sa résilience était due à une limite conventionnelle d'élasticité élevée en dépit d'un module d'élasticité relativement élevé (Goldberg, Vanderby et Burstone, 1977).

Les limitations de l'acier inoxydable sont reliées à sa plus grande rigidité. Afin de diminuer les niveaux élevés de force de l'acier inoxydable, on peut utiliser: 1) soit des fils de diamètres plus petits, ce qui a pour effet indésirable d'en diminuer l'ajustement dans le boîtier, 2) soit des boucles pour diminuer le taux charge-déflexion. Les conséquences qui en découlent sont: l'augmentation du temps de travail à la chaise, les changements plus fréquents de fils, et l'augmentation de l'inconfort du patient (Smith R.J., 1980).

Ce type d'alliage est donc idéal pour réaliser une armature rigide. Ses caractéristiques le rendent particulièrement utile dans les derniers stades de traitement (Mitchell, 1996; Nikolai, 1997).

Le développement des fils multibrins, lors de l'introduction de la technique du Twin Arch dans les années 1930 par Johnson, a permis d'obtenir plus de flexibilité de la part des fils en acier inoxydable (Château, 1993; Nikolai, 1997). Pour les fils ronds, ils peuvent être torsadés ou co-axiaux, les fils co-axiaux étant constitués par 5 brins torsadés autour d'un brin axial. Quant aux fils rectangulaires, ils sont torsadés ou tressés (Château, 1993).

Les fils multibrins, en raison de leurs faibles coefficients de rigidité, sont essentiellement indiqués pendant les phases d'alignement. Cependant, ils peuvent se déformer quand on leur applique une force excessive dans les cas de dents trop déplacées. Ils ne peuvent pas être utilisés comme armature de stabilisation, leur surface rugueuse accentuant les forces de frottement arc-attache (Château, 1993). Cependant, ils sont relativement peu coûteux (Mitchell, 1996).

Malgré la bonne malléabilité de l'acier inoxydable et dans un but constant de trouver un alliage avec de meilleures caractéristiques, on vit l'apparition d'un nouvel alliage sur le marché: le chrome-cobalt-nickel (Stush, 1985; Nikolai, 1997).

### **2.3.3 Les alliages à base de cobalt**

Ce nouvel alliage fut mis au point par l'Elgin Watch Company vers 1950. Il était destiné à constituer des ressorts d'horlogerie. On l'annonçait alors sous le slogan "*The heart that never breaks*" (Mills, 1987). Dans l'industrie, ces alliages sont répertoriés sous la dénomination de "stellite". En raison de ses caractéristiques mécaniques, l'usage de cet alliage s'est étendu à l'orthodontie sous le nom d'Elgiloy qui fut mis en marché par Rocky Mountain Orthodontics (Kusy, 1997). Il fut popularisé par Ricketts dans l'utilisation de sa technique (Mills, 1987).

L'alliage est composé d'environ 40% de cobalt, 20% de chrome, 15% de nickel, 16% de fer avec de petites quantités de molybdène, de manganèse, de béryllium et de carbone (Mills, 1987; Kusy, 1997).

L'Elgiloy présente un module d'élasticité similaire à celui de l'acier inoxydable. La caractéristique principale de cet alliage est la possibilité d'élever la limite élastique de l'Elgiloy par précipitation de composés intermétalliques lors d'une déformation mécanique à froid ou lors d'un recuit à 480°C pendant 10 minutes (Château, 1993). Ce traitement thermique permet à l'alliage de modifier sa force et, d'une façon plus importante, sa malléabilité (Kusy, 1997). Avant le recuit, l'Elgiloy est malléable et on peut lui incorporer facilement des boucles qui permettent de diminuer le taux charge-déflexion de l'appareil qui serait autrement trop rigide. Cependant, une fois l'appareil fabriqué, le praticien n'a plus besoin de la malléabilité du fil. Il désirerait plutôt avoir de la résilience afin de capitaliser sur l'élasticité inhérente du matériel, d'où le traitement thermique de recuit qui augmente la résistance ultime et la résilience de ces fils sans en changer la rigidité (Deblock et Lucht, 1986; Kusy, 1997).

L'Elgiloy est présenté en quatre nuances qui ont la même composition chimique, la même structure austénitique cubique à faces centrées, le même module d'élasticité mais des taux d'écrouissages différents, donc des limites élastiques différentes. Du plus plastique au moins plastique, on retrouve l'Elgiloy bleu, jaune, vert et rouge (Château, 1993).

Le choix d'une nuance d'Elgiloy dépend du taux de déformation plastique nécessaire. Ainsi, si l'orthodontiste désire réaliser de nombreuses boucles, l'Elgiloy bleu sera choisi à cause de sa plus grande plasticité.

Cet alliage ne présente pas que des avantages. Ainsi, comme l'acier inoxydable, l'Elgiloy devient mou s'il est chauffé au-dessus de sa température de recristallisation, et ne sera pas facilement redurci. Par exemple, si on veut faire un soudage autogène par point ou une soudure entre un crochet et un arc, une section de l'arc sera adoucie et le fil immédiatement adjacent à cette portion adoucie deviendra extrêmement fragile (Mills, 1987).

La dimension et la forme du fil ont généralement dominé sur les propriétés structurelles dans l'évolution des alliages et des fils orthodontiques étant donné que les rigidités de tous ces matériaux étaient pratiquement identiques (Kusy, 1997). Cette évolution allait être influencée par les transformations de la philosophie et de la pratique orthodontiques. Dans les années 1930 à 1950, le Dr Tweed et ses disciples utilisaient des forces relativement élevées et intermittentes dans leurs mécaniques intraorales. Ils comptaient sur des fils ductiles préparés avec de nombreux plis localisés. Au milieu des années 1950, le Dr Begg a introduit sa technique des forces légères. Ces nouvelles mécaniques ont catalysé la recherche de nouveaux fils moins rigides et plus résilients que l'acier inoxydable conventionnel. On assista au développement des fils multibrins en acier inoxydable. Puis, l'introduction des fils à base de titane, au début des années 1970, allait révolutionner l'orthodontie (Nikolai, 1997).

### *2.3.4 Les alliages à base de titane*

L'introduction des alliages à base de titane en orthodontie fut faite par Andreasen au début des années 1970 avec le Nitinol. Dans les années qui ont suivi, d'autres alliages en nickel-titane furent introduits ainsi qu'un alliage en titane-molybdène (bêta-titane ou Bêta III). Pour comprendre le comportement de ces alliages, il semble indiqué d'expliquer la métallurgie de ce métal.

#### *MÉTALLURGIE DU TITANE*

Le titane fut découvert en 1790 par William Gregor, en Cornouailles, mais il ne sera vraiment utilisé sous forme d'alliage qu'après la deuxième guerre mondiale, dans l'industrie aérospatiale principalement (Lachnitt, 1974). L'intérêt pour ces alliages à base de titane vient du fait qu'ils sont résistants aux températures élevées avec un poids et une densité inférieurs comparativement à d'autres alliages, l'acier par exemple (Collings, 1984; Donachie, 1985).

Lachnitt (1974) et Collings (1984) résument bien la métallurgie du titane. Sans entrer dans les détails disons que la grande caractéristique du titane est qu'il peut cristalliser suivant deux systèmes principaux: la phase  $\alpha$  ou système hexagonal compact et la phase  $\beta$  ou système cubique centré. La transformation allotropique, permettant de passer de la phase  $\alpha$  stable à froid à la phase  $\beta$  stable à chaud, s'effectue aux environs de 885°C (Collings, 1984; Donachie, 1985). La température de transformation alpha-bêta peut être modifiée par addition au titane de certains éléments, appelés stabilisants alpha (aluminium, carbone, bore, oxygène, azote, etc.) ou stabilisants bêta (molybdène, fer, cuivre, nickel, etc.).

Dépendant de la nature de ceux-ci, on compte trois principales catégories d'alliages de titane.

### *Les alliages alpha ( $\alpha$ )*

Les alliages alpha sont ceux dont les éléments d'addition stabilisent la phase alpha et élèvent la température de transition (Collings, 1984; Lachnitt, 1974). A la température ambiante, ils ont un système hexagonal compact (Collings, 1984). L'aluminium est l'élément stabilisateur alpha le plus utilisé. Il augmente la force et le module d'élasticité tout en diminuant la densité des alliages (Blackburn et Williams, 1969). Les alliages  $\alpha$  sont caractérisés par une force satisfaisante, une bonne ténacité, une résistance au fluage, et une bonne soudabilité (Collings, 1984). Ils sont généralement peu forgeables (Donachie, 1985).

### *Les alliages alpha-bêta ( $\alpha$ - $\beta$ )*

Ces alliages ont, d'une façon prédominante, un système hexagonal compact. Ils contiennent à la fois des stabilisants alpha et des stabilisants bêta qui leur confèrent des caractéristiques intermédiaires entre les alliages alpha et les alliages bêta. Ils sont moins résistants au fluage que les alliages alpha et plus difficiles à souder. Les alliages qui contiennent peu de stabilisants bêta ont une pauvre trempabilité (Lachnitt, 1974; Collings, 1984). L'un des plus utilisés parmi ces alliages est le Ti-6Al-4V, notamment pour les matériaux biomédicaux. Il a un bon équilibre de force, de ténacité, d'ouvrabilité et de soudabilité (Akahori et al., 2000).

Parfois, on retrouve deux sous-phases dans la phase alpha-bêta: une phase quasi-alpha (near-alpha) et une autre quasi-bêta (near-beta).

### *Les alliages bêta ( $\beta$ )*

Les alliages bêta sont ceux dont les éléments d'addition stabilisent la phase bêta (système cubique centré) et abaissent la température de transition. On obtient cette phase en élevant la température aux environs de 885°C puis en le refroidissant d'une façon plus ou moins rapide. En procédant de cette façon, on obtient un système cubique centré stable à la température ambiante après la trempe (Lachnitt, 1974; Collings, 1984,). Cependant, ces alliages sont qualifiés de métastables.

La métastabilité peut être définie comme une phase qui n'est pas à son énergie minimale. Elle a donc une stabilité temporaire. Elle se produit souvent lorsque les atomes n'ont pas le temps d'atteindre une configuration cristalline d'équilibre par suite d'un refroidissement rapide (O'Brien et Ryge, 1982). Cependant, la structure cristalline en phase bêta peut exister pour des périodes indéfinies, si elle n'est pas perturbée. Donc, à la température ambiante, cet alliage peut rester stable pour de longues périodes. Cependant, le formage à froid à la température ambiante ou le chauffage à une température élevée peut causer une transformation partielle en phase alpha pour atteindre un état d'équilibre (Donachie, 1985).

Les principaux avantages des alliages bêta sont: une trempabilité élevée, une excellente forgeabilité, une bonne ductilité, une bonne ténacité à la température ambiante et une excellente plasticité (Lachnitt, 1974; Froes et al., 1973; Jaffee, 1973 ; Donachie, 1985). Cette dernière caractéristique est due aux modes d'organisation de mailles du système cubique centré (Petersen et al., 1973). Ainsi, ils peuvent être formés à froid plus facilement que les alliages alpha et alpha-bêta. Bien que la ductilité en tension soit plus basse, la ténacité à la fracture d'un alliage bêta est plus haute que celle d'un alliage alpha-bêta à une limite conventionnelle d'élasticité comparable (Donachie, 1985; Petersen et al., 1973).

#### 2.3.4.1 LE NICKEL-TITANE

Les alliages en nickel-titane sont composés approximativement pour moitié de nickel et pour moitié de titane. Ils sont constitués de deux états: martensitique et austénitique (Ollu, 1992). La phase martensitique est caractérisée par un système hexagonal compact (phase  $\alpha$ ) et la phase austénitique par un système cubique centré (phase  $\beta$ ). Le nickel permet d'abaisser la température de transformation de la phase  $\alpha$  en phase  $\beta$  du titane (Château, 1993). Une variation très faible de la composition de l'alliage va modifier considérablement le comportement mécanique de l'alliage.

La phase austénitique d'un alliage nickel-titane peut se transformer en martensite sous l'effet d'une contrainte mécanique ou thermique. Cette transformation martensitique est à l'origine de deux phénomènes principaux: la superélasticité et la mémoire de forme (Château, 1993; Miura et al., 1986).

La superélasticité se produit lorsqu'une contrainte appliquée induit une déformation anormalement importante, mais réversible lors de la suppression de cette contrainte, à température constante (Flageul, 1988). La mémoire de forme se produit lorsqu'une déformation apparemment plastique peut recouvrer entièrement sa forme initiale en élevant sa température à un niveau bien défini (Flageul, 1988). Cette transformation structurale réversible est du type martensitique thermo-élastique (Guénin, 1988).

L'intérêt de ces deux propriétés se manifeste dans la courbe de désactivation des fils (Fig. 2.2, p. 22). Celle-ci distribuera aux dents des forces légères et constantes sur une période de désactivation plus grande qui, selon certains auteurs, est une caractéristique souhaitable pour un fil orthodontique (Jordan et al., 1997; Proffit et Fields, 2000).

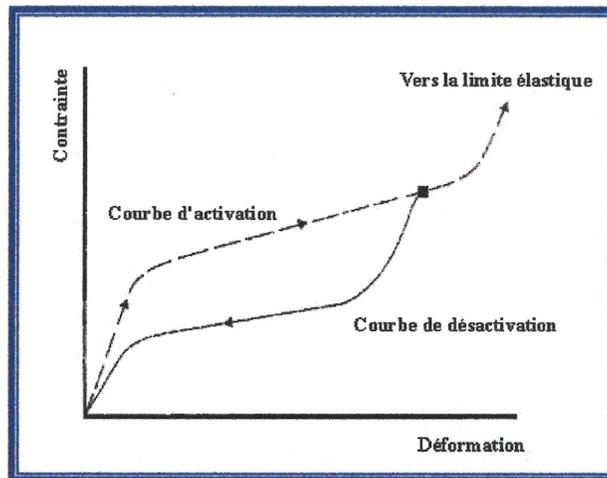


Figure 2.2: Courbe contrainte-déformation pour un alliage super-élastique (NiTi). La courbe d'activation (en pointillée) n'atteint pas la limite élastique. La courbe de désactivation (ligne continue) distribuera aux dents une force légère et constante.

Tiré et adapté de Nikolai (1997).

### Le Nitinol

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) ont su exploiter le potentiel de ce fil pour but orthodontique. Nitinol qui est un acronyme ("Ni" pour nickel, "ti" pour titane, et "nol" pour Naval Ordnance Laboratory); il s'agit d'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). Ainsi, les propriétés uniques de ce fil sont: une limite élastique élevée, un bas module d'élasticité, et une mémoire élastique (springback) excellente. Il ne possède pas la mémoire de forme ou la

superélasticité à cause du procédé de fabrication utilisé (écrouissage) (Miura et al., 1986). 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).

Dans le milieu des années 1980, une nouvelle génération d'alliages "super-élastiques" fut introduite en orthodontie: un fil NiTi chinois par Burstone et al.(1985) et un fil NiTi japonais par Miura et al.(1986).

#### *Le NiTi chinois*

Le fil NiTi chinois fut développé sous la direction du Dr Tien Hua Cheng à l'Institut Général de Recherches sur les métaux non ferreux de Beijing(Chine) (Burstone et al., 1985; Mills, 1987). Ses propriétés sont supérieures au Nitinol, ce qui multiplie les possibilités de dessins des auxiliaires orthodontiques. Il diffère significativement du Nitinol par le faible écrouissage qu'il a subi et par sa phase mère, l'austénite. Le fil NiTi chinois possède, en outre, une température de transition beaucoup 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). Contrairement aux autres alliages orthodontiques, la rigidité est déterminée par la quantité d'activation. Ainsi, son rapport charge/déflexion est plus élevé pour de faibles que pour de grandes activations. Cela le rend plus efficace que les fils en alliages traditionnels dont les niveaux de forces peuvent demeurer trop faibles pour assurer une finition très précise du positionnement dentaire (Burstone et al., 1985).

### *Le NiTi Japonais*

Rapporté dans la littérature par Miura et al. en 1986, le fil NiTi japonais fut inventé en 1978 par la compagnie Furukawa Electric Co. Ltd du Japon. Cet alliage possédait les 3 propriétés suivantes: excellente mémoire élastique (springback), mémoire de forme et superélasticité (Miura et al., 1986). Il a aussi une bonne résistance à la corrosion. Cet alliage présente un comportement original et, en phase de désactivation, sa force développée est inférieure à celle du NiTi chinois de presque 3 pour 1. De plus ce fil, indépendamment de son diamètre, est capable de développer différents niveaux de forces (Ollu, 1992).

Enfin, l'ajout de cuivre, dans les années 1990, aux alliages en nickel-titane a permis de mieux contrôler la transformation structurale de type martensitique thermo-élastique (Jordan et al. 1997). Les fils en Cu-Ni-Ti ont démontré lorsqu'ils sont testés en fatigue, des propriétés superélastiques et une résistance à la fatigue améliorées par rapport aux fils en Ni-Ti japonais (Bernard, 1999).

Bref, les fils en alliage nickel-titane sont excellents pour l'alignement et le nivellement initial étant donné qu'ils peuvent délivrer des forces constantes sur de plus grandes plages d'activation, sans déformation permanente. Cependant, dans certaines situations cliniques, ils présentent certains désavantages comme le manque de soudabilité et une pauvre malléabilité (McNamara et Brudon, 1993). Ceux-ci furent comblés par l'introduction d'un autre alliage, le bêta-titane.

#### 2.3.4.2 LE 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). Récemment, d'autres alliages en bêta-titane ont fait leur apparition sur le marché suite à l'expiration du brevet d'Ormco. Il s'agit principalement du "Bendaloy" de la

compagnie Rocky Mountain, du "Beta III Titanium" de 3M Unitek, et du "Resolve" de GAC International dont le fournisseur est Ultimate Wireforms Inc.

*Métallurgie de l'alliage Bêta Ti-11,5Mo-6Zr-4,5Sn ou Bêta III*

L'alliage Bêta Ti-11,5Mo-6Zr-4,5Sn dont la dénomination commune est "Bêta III", fut développé à la fin des années 1950 par le Crucible Materials Research Center, pour un programme de la U.S. Air Force (Collings, 1984; Petersen et al., 1973). Composé principalement de titane, il comprend aussi 11,5 % de molybdène, 6% de zirconium et 4,5% d'étain (Kusy, 1997). Ces trois éléments sont des bêta-stabilisants qui permettent d'obtenir une structure cubique centrée métastable à la température de la pièce.

Avec le zirconium, le molybdène est du type  $\beta$ -isomorphe, formant seulement des solutions solides. Son addition améliore beaucoup la résistance à la corrosion. Cet alliage montre une excellente plasticité, une grande force et une bonne soudabilité (Ohtani et al., 1973; Petersen et al., 1973).

Le zirconium et l'étain permettent le renforcement de la solution des phases alpha et bêta, quand il est produit par traitement thermique. Le zirconium (Zr) aide apparemment à éliminer le manque d'homogénéité rencontré dans le mélange d'éléments de densités aussi différentes que celles du molybdène et du titane (Collings, 1984). De plus, il augmente la formabilité et la ductilité. L'étain (Sn) agit pour stabiliser la phase bêta et augmente la ductilité (Petersen et al., 1973).

L'alliage Ti-11,5Mo-6Zr-4,5Sn ne contient aucun des éléments  $\beta$ -eutectoïdes (Cr, Ni ou Cu) et ne subit donc pas de précipitation intermétallique fragilisante expérimentée par son prédécesseur le Ti-13V-11Cr-3Al. Le principal handicap de cet alliage était son contenu en chrome qui précipitait en un composé intermétallique, le  $TiCr_2$ . Il diminuait la ténacité de l'alliage avec le temps (Collings, 1984; Petersen et al., 1973).

Bref, les principaux avantages du Ti-11,5Mo-6Zr-4,5Sn, en partie partagés par d'autres alliages bêta traités thermiquement, sont: une bonne plasticité à froid, une bonne stabilité au fluage et une résistance élevée à la corrosion (Petersen et al., 1973).

#### *Caractéristiques générales du bêta-titane*

Goldberg et Burstone (1979) ont introduit le bêta-titane en orthodontie dans le but de le substituer à l'acier inoxydable afin de simplifier le design des appareils orthodontiques. Leur motivation principale était de trouver un fil ayant un ratio charge-déflexion bas avec de grandes déflexions élastiques pour donner un mouvement dentaire le plus optimal possible avec des forces légères et continues. L'alliage devait aussi présenter une facilité et une précision plus grandes dans l'application d'une force donnée tout en ayant la capacité d'utiliser de plus grandes activations pour augmenter le temps de travail de l'appareil.

Auparavant, avec l'acier inoxydable, il fallait ajouter des boucles aux appareils, ce qui en compliquait la conception. Cette complexité accrue rendait l'hygiène du patient difficile.

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 montrant approximativement 40% de sa rigidité. Son utilisation est indiquée dans une grande variété d'applications cliniques telles que: l'ingression, l'égression et la rétraction des dents antérieures; le contrôle du troisième ordre, de la rotation et de la position transverse des molaires; le contrôle du troisième ordre des incisives et de leur mouvement radiculaire en deuxième ordre (Burstone et Goldberg, 1980; Meulien, 1990; Göllner et al., 1993; Ingervall et al., 1996; Deblock, et al., 1997; Kalra, 1998; Dalstra et Melsen, 1999; Menghi et al., 1999; Graber et Vanarsdall, 2000).

Selon le test de pliage à froid reconnu par l'A.D.A., la malléabilité du bêta-titane est similaire à celle de l'acier inoxydable (Goldberg et Burstone, 1979). Cependant, il ne faut pas plier ces fils sur un rayon de courbure serré (Burstone et Goldberg, 1980). Il n'est donc pas aussi parfait que l'acier inoxydable, mais il est assez bon pour plusieurs manipulations cliniques (Smith, 1980). Cette propriété peut être augmentée assez substantiellement en recourant à l'implantation ionique à l'azote. Les fils traités par cette technique ont montré des améliorations de la ductilité variant de 13,6 à 36% (Burstone et Farzin-Nia, 1995).

La ductilité du bêta-titane permet, jusqu'à un certain point, de le plier et de le façonner selon diverses configurations (stops, plis, et boucles) (Goldberg et Burstone, 1982). Contrairement à l'acier inoxydable où certaines situations cliniques exigeaient la pose d'hélice pour diminuer le taux charge-déflexion, le bêta-titane avec un module d'élasticité inférieur et une mémoire élastique plus élevée n'en nécessite pas toujours la pose. Le dessin des appareils orthodontiques s'en trouve donc simplifié (Kapila et Sachdeva, 1989).

La soudabilité est une caractéristique très intéressante du bêta-titane. Les principes et applications cliniques sur le TMA ont été très bien résumés par Burstone (1987). La soudure électrique permet le soudage autogène par points des fils en TMA sans affaiblir ses propriétés mécaniques selon des standards bien établis (Donovan et al, 1984; Nelson et al., 1987). Le TMA peut supporter l'adjonction de crochets et de ressorts accessoires (Burstone et Goldberg, 1980; Goldberg et Burstone, 1982; Nelson et al., 1987; Burstone, 1987; Loreille, 1988).

L'utilisation d'électrodes à embout plat est recommandée lors du soudage pour produire un joint fort, entre les différentes parties, avec des niveaux bas de distorsion (Donovan et al., 1984; Nelson et al., 1987). Un surchauffage du fil peut le fragiliser (Nelson et al., 1987; Loreille, 1988). Bref, l'avantage de ce procédé est la création d'un joint optimal et la conservation des propriétés initiales de l'alliage.

Selon des études *in vitro*, le TMA présente une résistance à la friction plus élevée que les autres fils orthodontiques (Garner, et al., 1986; Kusy et Whitley., 1989; Kapila et al., 1990; Kusy et Whitley, 1990; Keith et al., 1994). Par conséquent, sa capacité d'accommoder le glissement des dents serait limitée par rapport aux fils en acier inoxydable ou en chrome-cobalt lors de la fermeture d'espaces.

D'autres études *in vitro* ont démontré que le coefficient de friction du TMA pouvait être amélioré par l'implantation ionique (Kusy et al., 1992; Burstone et Farzin-nia, 1995; Ryan et al., 1997). Burstone et Farzin-nia (1995) ont affirmé que le TMA implanté se comparait avantageusement à l'acier inoxydable tandis que Ryan et al. (1997) ont démontré que c'est le fil en acier inoxydable qui produisait le moins de friction suivi du nickel-titane implanté, du bêta-titane implanté, du nickel-titane non-traité et du bêta-titane non-traité. Ces auteurs ont conclu que le processus d'implantation ionique produisait moins de forces de friction pendant le mouvement dentaire.

Cependant, dans une étude *in vivo*, Kula et al. (1998) n'ont pas trouvé de différence statistiquement significative entre les taux de fermetures d'espaces des sites d'extractions avec du TMA implanté ou avec du TMA non-traité. Et contrairement à l'idée reçue, ils ont observé que le taux de fermeture du fil TMA était semblable à celui rapporté dans la littérature pour l'acier inoxydable. Cette similarité serait due à l'influence des forces masticatoires. Le fil en TMA pourrait être un choix raisonnable pour la fermeture des espaces d'extractions (Kula et al., 1998).

Plusieurs études ont traité de la biocompatibilité du bêta-titane ou de sa résistance à la corrosion (Sarkar et al., 1983; Mueller et Chen, 1983; Rose et al., 1998; Kim et Johnson, 1999).

Le bêta-titane a une résistance à la corrosion comparable aux alliages en acier inoxydable et en chrome-cobalt (Sarkar et al., 1983). Comme il est relativement inerte dans un environnement corrosif, il est peu probable qu'il relâche des ions métalliques dans un environnement oral (Kim et Johnson, 1999). La passivité du bêta-titane peut être aussi attribuée à la formation d'une couche de dioxyde de titane ( $\text{TiO}_2$ ) due à son contenu élevé en titane (environ 78%) (Sarkar et al., 1983; Rose et al., 1998).

La biocompatibilité de cet alliage a été démontrée par une étude *in vitro* portant sur l'évaluation biologique de fils orthodontiques. Ainsi, le TMA n'a pas causé d'inhibition du taux de croissance des fibroblastes de souris (Rose et al., 1998).

Comme il ne contient pas de nickel, le bêta-titane est un excellent choix chez les patients sensibles ou allergiques à ce métal (Kim et Johnson, 1999).

#### *Le TMA "colored" et "ionguard"*

Le TMA "colored" et le TMA "ionguard" de la compagnie Ormco furent introduits en orthodontie dans les années 1990. Il s'agit d'un fil en titane-molybdène implanté ioniquement à l'azote. Deux types de TMA, "low-friction" et "colored" furent produits en variant le type et l'épaisseur des ions. TMA "colored" vient en plusieurs teintes (dorée, bleue, etc.) (Burstone et Farzin-nia, 1995).

L'implantation ionique est un traitement qui utilise des faisceaux d'ions de haute énergie qui sont accélérés vers une cible. Ce faisceau d'ions (azote ou oxygène) enrichit superficiellement un matériau, dans ce cas un fil orthodontique, et conduit à la formation d'une couche avec de nouvelles structures ( $\text{TiN}$  et  $\text{TiO}$ ) à la surface et la sub-surface immédiate. Cette couche est extrêmement dure et crée un montant considérable de forces compressives dans le matériel au niveau atomique (Burstone et Farzin-nia, 1995; Chabrol, 1996).

Cette technique présente plusieurs avantages. Malgré les forces compressives et l'augmentation de la dureté de surface, les propriétés de base du matériau sont conservées. D'autres propriétés du fil s'en trouvent améliorées comme la résistance à l'usure, la résistance à la corrosion et à l'oxydation, la ductilité, le coefficient de friction et la résistance à la fatigue (Burstone et Farzin-nia, 1995; Chabrol, 1996). Par exemple, l'usure des alliages Ti-6Al-4V utilisés pour des applications biomédicales est diminuée de façon marquée par l'implantation d'azote. L'azote restreint en effet les phénomènes d'usure, de fatigue et de corrosion des prothèses orthopédiques et des instruments chirurgicaux en milieu physiologique (Chabrol, 1996).

De plus, aucune variation dimensionnelle n'est observée sur le fil, ni de modification de l'état de surface: donc, la technique permet la production de fils de haute qualité.

Etant donné qu'il n'y a pas d'interface nette, aucun problème d'adhérence de couche n'a lieu comme c'est généralement le cas avec les revêtements (Burstone et Farzin-nia, 1995; Chabrol, 1996). Enfin, de nombreux matériaux peuvent être traités (métaux, céramiques, polymères...)(Chabrol, 1996).

L'implantation ionique améliore également la résistance à la fatigue en dépit des faibles épaisseurs traitées. Par différents mécanismes, elle peut réduire, voire éliminer l'amorçage de la fissuration par bandes de glissement dans de nombreux matériaux: aciers, alliages de titane, cuivre etc.(Baumvol, 1984; Gawlik et al., 1986; Mendez et al., 1987; Chabrol, 1996; Schmidt et Soltani-Farshi, 1998). Dans le cas de fatigue oligocyclique à déformation imposée, les augmentations de durée de vie obtenues ne sont pas exceptionnelles, car les phénomènes sont essentiellement déterminés par la propagation de fissures. Par contre, dans le cas de la fatigue à contrainte imposée à grand nombre de cycles, les effets de l'implantation sur la durée de vie sont bien plus importants, puisqu'il s'agit plus d'un problème d'amorçage de fissures en surface. Parmi les mécanismes responsables de cette amélioration, on peut citer le durcissement par solution solide, par formation de précipités et l'introduction d'importantes contraintes de compression (Chabrol, 1996).

#### 2.3.4.3 CARACTÉRISATION DU BÊTA-TITANE

La caractérisation des propriétés élastiques d'un matériau peut se faire en étudiant son comportement en traction, en flexion, en torsion, en déformation ou en fatigue mécanique.

##### *Essai en traction*

L'essai en traction consiste à soumettre un fil à une force parallèle à son axe longitudinal et de mesurer simultanément celle-ci et l'allongement subis. L'effort de traction est fait généralement jusqu'à rupture en vue de déterminer une ou plusieurs caractéristiques mécaniques (Murry, 1998). Une courbe de la force appliquée en fonction de l'allongement est obtenue. En la normalisant, on obtient la courbe contrainte-déformation dont la pente est le module d'élasticité (O'Brien et Ryge, 1982).

De nombreux investigateurs ont testé le bêta-titane en traction (Goldberg et Burstone, 1979; Drake et al., 1982; Shastry et Goldberg, 1983; Goldberg, Morton et Burstone, 1983; Asgharnia et Brantley, 1986; Kusy et Stush, 1987; Smith et al., 1992; Staggers et Margeson, 1993; Klump et al., 1994).

Pour effectuer les essais en traction, une machine de traction de marque Instron munie d'un extensomètre est le plus souvent utilisée (Goldberg et Burstone, 1979; Drake et al., 1982; Shastry et Golberg, 1983; Goldberg, Morton et Burstone, 1983; Asgharnia et Brantley, 1986; Kusy et Stush, 1987; Staggers et Margeson, 1993; Klump et al., 1994).

Les principales propriétés mécaniques étudiées en traction furent: la limite conventionnelle d'élasticité (YS), le module d'élasticité (E) et la mémoire élastique (YS/E).

La limite conventionnelle d'élasticité du bêta-titane est inférieure à celle de l'acier inoxydable (Goldberg et Burstone, 1982; Drake et al., 1982; Asgharnia et Brantley, 1986; Kusy et Stush, 1987; Klump et al, 1994), mais supérieure à celle du Nitinol (Drake et al., 1982; Asgharnia et Brantley, 1986; Kusy et Stush, 1987; Klump et al, 1994) (Tableau III, p. 33).

Pour un même diamètre de fil, son module d'élasticité représente environ 40% de celui de l'acier inoxydable, mais presque le double du Nitinol (Burstone et Goldberg, 1980; Goldberg, Morton et Burstone, 1983; Asgharnia et Brantley, 1986; Klump et al., 1994). Aucune différence significative ne fut trouvée avec le TMA implanté (Burstone et Farzin-Nia, 1995).

Goldberg et Burstone (1979) ont trouvé qu'avec un bon traitement thermo-mécanique, la mémoire élastique du bêta-titane pouvait être presque le double de celle de l'acier inoxydable 18-8 austénitique. Drake et al. (1982) ont également trouvé que la mémoire élastique du bêta-titane était supérieure à celle de l'acier inoxydable mais dans des rapports plus petits. Etonnamment, ils ont trouvé que la mémoire élastique du bêta-titane était légèrement supérieure à celle du Nitinol. Cette valeur a pu être affectée par le pourcentage de compensation utilisé pour calculer la limite conventionnelle d'élasticité, particulièrement si la région élastique de la courbe de contrainte-déformation n'est pas bien définie (Drake et al., 1982).

Type de fil	Référence	$YS \times 10^3$ psi	$E \times 10^3$ psi	$YS/E$ $\times 10^{-3}$
Acier inoxydable	Goldberg and Burstone (1982)	275	25 000	11,0
	Asgharnia and Brantley(1986)	226	25 000	9,0
Bêta-titane	Goldberg and Burstone 1982	170	9 400	18,0
	Asgharnia and Brantley (1986)	95	9 400	10,1
	Drake et al. (1982)	125	9 960	12,5
Nickel-titane	Asgharnia and Brantley (1986)	49	5 000	9,8
	Drake et al. (1982)	45	4 300	10,4
	Kusy and Stush (1987)	69	4 850	14,2

Tableau III: Tableau représentant la limite conventionnelle d'élasticité (yield strength: YS), le module d'élasticité (E), et le rapport de ceux-ci (YS/E) des fils orthodontiques testés en traction rapportés par la littérature. (Les données d'Asgharnia et Brantley (1986), de Drake et al., (1982), et de Kusy and Stush (1987) sont des moyennes calculées de différentes grandeurs de fils). Tiré et adapté de Kapila et Sachdeva (1989).

D'autres propriétés mécaniques, comme la résistance ultime à la traction, l'allongement à la rupture et la résilience furent étudiées.

La résistance ultime est la plus élevée chez l'acier inoxydable suivi du Nitinol (Smith et al., 1992). Celle du bêta-titane est légèrement inférieure à celle du Nitinol (Kusy et Stush, 1987; Smith et al., 1992) Il est à noter que la résistance ultime du bêta-titane peut s'élever suite à une exposition à une chaleur haute comme c'est le cas lors d'une stérilisation (Staggers et Margeson, 1993). Enfin, aucune différence significative ne fut trouvée avec le TMA implanté (Burstone et Farzin-Nia, 1995).

L'allongement à la rupture est moins grand pour le bêta-titane que pour le Nitinol. Lorsque la section en coupe augmente, la ductilité de l'alliage augmente d'une façon plus marquée pour le Nitinol que pour le bêta-titane (Kusy et Stush, 1987). Enfin, le pourcentage d'allongement pour le TMA implanté était le même sinon meilleur que celui du TMA (Burstone et Farzin-Nia, 1995).

Klump et al. (1994) ont proposé un système pour différencier, parmi les divers types de fils, la relation qui existe entre le montant d'énergie emmagasinée (résilience) disponible pour le mouvement dentaire par rapport à la rigidité et à la flexibilité des fils. Les ratios du module de résilience/module d'élasticité (R/E) et du module de résilience/souplesse élastique (R/C) furent établis.

Le TMA s'est avéré le fil le plus approprié pour le déchevauchement des incisives à cause de sa basse rigidité (ratio R/C) et de son énergie potentielle la plus élevée (ratio R/E). Il était suivi du NiTi. Les fils en acier étaient bons derniers.

Pour le stade de rétraction des incisives, les fils en acier arrivaient bons premiers et les fils en titane bons derniers.

Pour le stade de finition, le TMA arrivait en premier à cause de sa basse rigidité et de son ratio R/E élevé. Le NiTi était éliminé à cause de sa valeur R/E trop basse.

L'utilisation du TMA en stade initial de traitement est plutôt inhabituelle car les auteurs ne prennent pas en considération du domaine d'activation inférieur des fils en TMA par rapport aux fils Ni-Ti (Barrowes, 1982; Hudgins et al., 1990; Wong et al., 1994). Ils ne tiennent pas compte non plus des forces supérieures engendrées par le TMA qui risquent de ne pas être physiologiques (Rock et Wilson, 1988).

*Essai en flexion*

Les tests en flexion furent faits selon plusieurs types de modèles: théorique (Kusy, 1981; Kusy et Greenberg, 1981; Kusy et Greenberg, 1982; Kusy, 1983), en porte-à-faux ou "poutre cantilever" (Goldberg et Burstone, 1979; Drake, et al., 1982; Goldberg, Morton et Burstone, 1983; Burstone et Goldberg, 1983; Asgharnia et Brantley, 1986), en trois ou quatre points (Miura et al., 1986; Kusy et Dilley, 1984; Kusy et Stevens, 1987; Kusy et Stush, 1987; Rock et Wilson, 1988; Johnson et Lee, 1989; Nakano et al., 1999), en cinq points (Nikolai et al., 1988) et en six points (Waters, 1992).

Les modèles théoriques ont démontré que, pour un même diamètre de fil, le bêta-titane a 60% de la force de l'acier inoxydable, 30% de sa rigidité et un domaine d'activation doublé (Kusy, 1981; Kusy et Greenberg, 1981). Comparativement au Ni-Ti, le bêta-titane a une force à peu près équivalente, le double de sa rigidité mais un domaine d'activation deux fois moindre (Kusy et Greenberg, 1982). Cet alliage a donc des propriétés intermédiaires entre celles de l'acier inoxydable et celles du Ni-Ti.

Le test en porte-à-faux relève de la Spécification No.32 de l'A.D.A. qui définit les directives sur les tests, l'emballage et la commercialisation des fils orthodontiques qui ne contiennent pas de métaux précieux (Council on Dental Materials and Devices, 1977). Ce test consiste à vérifier l'élasticité en flexion d'un fil encastré à l'une de ses extrémités, après que celui-ci eût repris sa forme initiale quand la force qui l'a fléchi a cessé d'agir ([1] Loreille, 1988). De nombreuses études ont pris ce test pour définir les propriétés élastiques en flexion du bêta-titane en mesurant le moment de flexion (Goldberg et Burstone, 1979; Drake, et al., 1982; Goldberg, Morton et Burstone, 1983; Burstone et Goldberg, 1983; Asgharnia et Brantley, 1986).

Le module d'élasticité du bêta-titane est approximativement deux fois celui du Nitinol et moins que la moitié de celui de l'acier inoxydable (Drake et al, 1982; Goldberg, Morton et Burstone, 1983; Asgharnia et Brantley, 1986). La limite conventionnelle d'élasticité est dans les mêmes proportions (Drake et al, 1982; Asgharnia et Brantley, 1986). La résilience du bêta-titane est le double de celle de l'acier inoxydable, mais la moitié de celle du NiTi (Drake et al., 1982). Le TMA implanté a démontré une légère amélioration de la résilience du TMA variant de 2,4 à 10,1% (Burstone et Farzin-Nia, 1995).

Le moment de flexion maximal est un autre paramètre utilisé à partir du test en porte-à-faux. Il détermine la force qu'un appareil peut délivrer (Burstone et Goldberg, 1983). Celui du bêta-titane est 1,6 fois plus grand que celui du nickel-titane et presque la moitié de celui de l'acier inoxydable pour un fil de diamètre 0,018" (Burstone et Goldberg, 1983). Le moment de flexion du TMA implanté était aussi inférieur à celui de l'acier inoxydable. La récupération du TMA était le double de celle de l'acier inoxydable. Les autres fils en TMA ont montré des moments de flexion et une mémoire élastique semblables (Burstone et Farzin-Nia, 1995).

Le test en porte-à-faux était utile pour comparer l'acier inoxydable monobrin et le bêta-titane. Cependant, avec l'arrivée des fils en nickel-titane et en acier inoxydable multibrin, il était difficile d'établir des comparaisons à cause de la variabilité des valeurs calculées des limites conventionnelles et des modules d'élasticité selon la longueur de l'échantillon testé (Asgharnia et Brantley, 1986). Il existait aussi une différence dans les résultats entre les tests en flexion de ce type et les tests en traction. Les valeurs des tests en flexion étaient toujours plus élevées que celles des tests en traction (Goldberg, Morton et Burstone, 1983; Asgharnia et Brantley, 1986). Une telle variation indiquait des déficiences dans les analyses des mécaniques de flexion (Rock et Wilson, 1988).

La plus grande flexibilité des fils en acier inoxydable multibrins et en nickel-titane exigeait des déflexions élastiques exagérées précipitant des défaillances de flambage (déformation latérale) avant d'atteindre leur limite conventionnelle d'élasticité (Nikolai et al., 1988; Nikolai, 1997). Les trop grandes courbures accompagnant les déflexions induites pendant les tests pouvaient conduire à de faux résultats des valeurs des modules d'élasticité (Nikolai et al., 1988). Pour contourner ce problème, les expérimentateurs devaient ajuster le protocole en utilisant des fils plus courts réalisant des résultats mixtes (Burstone et Goldberg, 1983; Cohen et al., 1984).

Pour mieux évaluer les propriétés élastiques des nouveaux fils et établir un niveau de comparaison valable, de nouveaux tests en flexion furent investigués, notamment des tests de flexion en trois points sur les fils en Ni-Ti japonais (Miura et al., 1986), en trois et quatre points sur les fils multibrins en acier inoxydable par Kusy et Dilley (1984) et un test en cinq points par Nikolai et al.(1988).

Avec ces tests, l'influence de la longueur du fil testé est moins importante dans le calcul du module d'élasticité que dans ceux en porte-à-faux. Bien que les tests en quatre points présentent des avantages structurels sur ceux en trois points, ces derniers ont le mérite d'être plus reproductibles. Il est à noter que le test en quatre points montre une légère augmentation du module d'élasticité par rapport au test en trois points (Kusy et Dilley, 1984).

Miura et al. (1986) rapporte qu'avec le test en porte-à-faux, les fils ayant une bonne mémoire élastique peuvent sembler avoir des propriétés superélastiques. Pour éviter ces faux résultats, le test en trois points permet de différencier les fils qui ne possèdent pas ces caractéristiques. De plus, ce test simule l'activation du fil vers l'engagement d'une dent mal alignée (Miura et al., 1986; Nikolai et al., 1988).

Dans les tests en trois et quatre points, le TMA a démontré un domaine d'activation plus petit que les fils Nitinol et les fils en acier inoxydable multibrins, mais une rigidité et une force plus grandes que ceux-ci (Kusy et Stevens, 1987). Les fils rectangulaires en TMA étaient au moins deux fois plus rigides que le Nitinol, mais les fils ronds ne l'étaient que 1,6 fois plus (Kusy et Stush, 1987). Les résultats sont en accord avec ce que l'on retrouve dans la littérature (Drake et al., 1982; Goldberg, Morton et Burstone, 1983; Asgharnia et Brantley, 1986) (Tableau IV). Cependant, les données d'Asgharnia et Brantley (1986) et de Drake et al. (1982) apparaissent trop élevées et trop basses, respectivement. Il faut mentionner que ces tests ont été faits en porte-à-faux. Enfin, Johnson et Lee (1989) ont établi que la rigidité du TMA était située entre celles du Nitinol et de l'acier inoxydable. Leur étude comportait l'évaluation de 196 types de fils en acier inoxydable monobrins et multibrins, en TMA et en nickel-titane.

<i>Référence</i>	<i>Nitinol</i>		<i>TMA</i>	
	<i>E(Msi)</i>	<i>E(GPa)</i>	<i>E(Msi)</i>	<i>E(GPa)</i>
Kusy et Stush (1987)	6,44	44,4	10,5	72,4
	4,85	33,4		
Asgharnia et Brantley (1986)	5,5-8,0	38-55	11,5-13,8	79,3-95,2
Goldberg et al. (1983)	6,55 ± 0,19	45,2 ± 1,3	10,4 ± 0,6	71,7 ± 4,1
Drake et al. (1982)	3,8-4,7	26-32	7,7-8,7	53-60
Goldberg et Burstone (1979)			9,4 ± 0,3	64,8 ± 2,1
			10,1 ± 0,4	69,6 ± 2,1

*Tableau IV: Modules d'élasticité pour les fils en alliage de titane en flexion: une comparaison avec la littérature. Tiré de Kusy et Stush (1987).*

Rock et Wilson (1988) ont comparé les forces produites par un fil d'alignement utilisé dans une situation clinique simulée et un test en flexion en trois points. Pour un même montant de déflexion, les forces utilisées dans la situation clinique étaient beaucoup plus élevées qu'avec le test en flexion en trois points. Pour une déflexion de 2 mm, le TMA d'un diamètre de 0,016" présentait une force de  $8,2 \text{ N} \pm 0,7 \text{ N}$  dans la situation clinique et de  $2,53 \pm 0,03 \text{ N}$  dans le test en trois points. La force appliquée pour le TMA était située entre celles de l'acier inoxydable et du Nitinol dans les deux situations. Selon les auteurs, le TMA ne doit pas être défléchi plus que 1mm en situation clinique pour avoir un niveau de force physiologique. Cela correspond à une force ne dépassant pas 4 newtons. Il démontre aussi que le test en trois points ne reflète pas bien une situation clinique vu le niveau de force obtenu beaucoup plus bas.

Nakano et al. (1999) ont trouvé dans un test en trois points pour un fil de diamètre 0,016" avec une déflexion de 2mm, une force de rappel de  $193,1 \pm 5,7 \text{ cN}$ . Cette valeur se rapproche de celle de Rock et Wilson (1988). Cette force de rappel du TMA était nettement supérieure à celles des fils Ni-Ti superélastiques (de 40 à 300% plus grande). Cependant, pour ce diamètre de fil certains fils Ni-Ti de type écroui, comme le Nitinol classique, ont démontré une force légèrement plus élevée que le TMA. Pour les fils de dimension 0,016" X 0,022", la force de rappel du TMA était toujours plus élevée à celles des fils Ni-Ti écrouis ou super-élastiques (de 50 à 650% plus élevée).

Soumis à un test en trois points, la rigidité des fils en TMA peut diminuer dans un plan occluso-gingival suite à une stérilisation à l'autoclave. L'importance clinique de cet effet est cependant négligeable. Par ailleurs, le TMA a continué à présenter des propriétés intermédiaires à celles du Nitinol et de l'acier inoxydable. Enfin, il n'est pas recommandé d'utiliser le TMA 0,016" pour faire l'alignement et le nivellement initial à cause de son domaine d'activation relativement faible (Smith et al., 1992).

Un test en flexion en trois points n'a pas démontré de différence significative dans la contrainte maximale de flexion entre le TMA et le TMA implanté (Burstone et Farzin-nia, 1995).

Le test en flexion en cinq points a déterminé que le bêta-titane a une rigidité intermédiaire à celles de l'acier inoxydable monobrin et du Nitinol quelles que soient la longueur du fil testé (10 ou 15 mm) et la largeur des supports (1,5 ou 4,5 mm). Tous les échantillons voient leur rigidité diminuée avec une augmentation de la longueur du fil testé. Cependant, la diminution de la rigidité des fils en titane est plus influencée par une largeur augmentée des supports (Nikolai et al., 1988).

Enfin, un test en six points vient compléter le tableau. Pour un même diamètre de fil, le TMA a encore une rigidité intermédiaire à celles de l'acier inoxydable et du NiTi (Fig. 2.3). Les forces prédites par ce modèle sont jugées plus élevées que celles normalement souhaitées pour corriger un déchevauchement modéré (Waters, 1992).

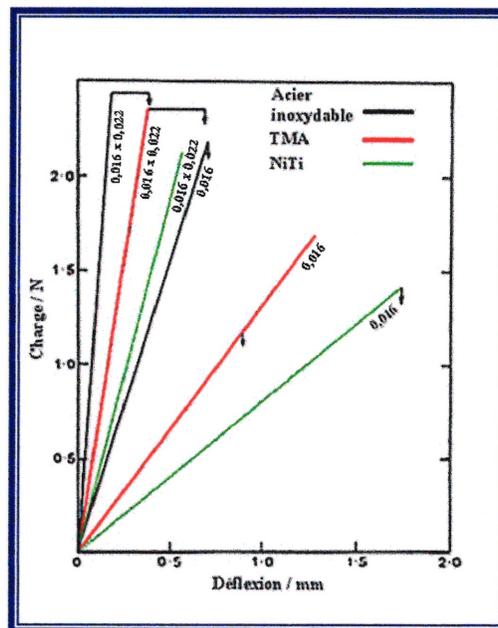


Figure 2.3: Courbe charge-déflexion des fils en acier inoxydable, en TMA, et en NiTi selon un test en six points. Tiré et adapté de Waters (1992).

Une revue de la littérature nous permet de constater les différences observées entre les types de tests employés au niveau de la rigidité (Tableau V).

<i>Investigateurs</i>	<i>Ratio</i>		
	<i>Acier inoxydable</i>	<i>Titane-molybdène</i>	<i>NiTi</i>
Burstone(1981)	3,8	: 1,6	: 1,0
Kusy (1983)	6,6	: 2,0	: 1,0
Cohen et al.(1984)	3,6	: 1,6	: 1,0
Schaus et Nikolai (1986)	2,3	: 1,4	: 1,0
Nikolai et al.(1988)	2,9	: 1,7	: 1,0

*Tableau V: Ratios de rigidité rapportés des fils de diamètre 0,016".*

*Tiré de Nikolai et al. (1988).*

Les valeurs normalisées relativement élevées de Kusy (1983) reflètent l'utilisation discutable du modèle théorique pour prédire la rigidité des fils (Nikolai et al., 1988). Les bas ratios obtenus par Schaus et Nikolai (1986) démontrent les influences de la friction et de la déformation des fils dues aux boîtiers. La contrainte de la forme et les effets de la friction influencent plus les ratios de l'étude de Nikolai et al. (1988) que ceux de Burstone et de Cohen, mais moins que ceux de l'étude de Schaus et Nikolai (1986) qui utilisait un arc continu.

Un tableau comparatif (Tableau VI) fait par Nikolai et al. (1988) nous permet de comparer le domaine d'activation élastique des différents alliages.

<i>Investigateurs</i>	<i>Ratio</i>		
	<i>Acier inoxydable</i>	<i>Titane-molybdène</i>	<i>NiTi</i>
<i>Kusy (1983)</i>	0,3	: 0,5	: 1,0
<i>Cohen et al.(1984)</i>	0,6	: 0,8	: 1,0
<i>Nikolai et al.(1988)</i>	0,5	: 0,8	: 1,0

*Tableau VI: Ratios rapportés du domaine d'activation élastique en flexion pour des échantillons comparables. Tiré de Nikolai et al. (1988).*

Dans l'étude de Nikolai et al. (1988), la zone élastique du Ni-Ti et du titane-molybdène semble diminuée par rapport à celle de l'étude de Kusy (1983). Elle n'en demeure pas moins plus élevée que celle de l'acier inoxydable. Celle du bêta-titane est encore intermédiaire aux deux autres.

### *Essai en torsion*

Les tests de torsion sont définis comme étant la déformation subie par un fil sous l'action de deux couples opposés agissant dans des plans parallèles, chaque section du corps subissant un mouvement de rotation ou de torsion par rapport à la section voisine. (O'Brien et Ryge, 1982; Deblock et al., 1998).

Les tests en torsion furent faits par modèles théoriques (Kusy, 1981; Kusy et Greenberg, 1981; Kusy et Greenberg, 1982; Kusy, 1983), par modèle frasaco (Filleul et Bourgoïn, 1984; Filleul et Bourgoïn, 1985), par pendule de torsion (Larson et al., 1987), par torsiomètre Maillefer (Drake et al., 1982; Nikolai, 1995).

Le bêta-titane a démontré une rigidité intermédiaire à celles du Ni-Ti et de l'acier inoxydable quel que soit le test utilisé (Kusy, 1981; Kusy et Greenberg, 1981; Kusy et Greenberg, 1982; Filleul et Bourgoïn, 1984; Larson et al., 1987; Nikolai, 1995).

Il en est de même pour le domaine d'activation qui est le moins élevé pour l'acier inoxydable et le plus élevé pour le Ni-Ti (Kusy, 1981; Kusy et Greenberg, 1981; Kusy et Greenberg, 1982; Filleul et Bourgoïn, 1984; Filleul et Bourgoïn, 1985; Larson et al., 1987).

Selon les modèles théoriques, la force du fil en bêta-titane en torsion représente 60% de celle de l'acier inoxydable. Le Ni-Ti représentant 80% de celle de l'acier inoxydable (Kusy et Greenberg, 1981; Kusy et Greenberg, 1982). En présence de malpositions importantes dans le troisième ordre, il est possible d'augmenter

progressivement l'intensité du couple de rappel en utilisant des arcs de mêmes sections mais de modules d'élasticité progressivement croissants ce qui rejoint le "*variable-modulus orthodontics*" de Burstone (1981)(Filleul et Bourgoïn, 1985).

La résilience et le facteur de rappel du bêta-titane furent intermédiaires à ceux du Ni-Ti et de l'acier inoxydable (Drake et al., 1982).

Bref, l'orthodontiste a besoin de connaître les propriétés en torsion des différents alliages pour choisir celui qu'il utilisera pour un traitement optimal de ses patients.

### *La déformation*

La déformation est un processus par lequel un métal change de forme par l'application de contraintes (O'Brien et Ryge, 1982). Elle est dite élastique quand le métal reprend sa forme initiale après la suppression de la contrainte. La déformation est dite plastique quand elle ne disparaît pas totalement (Murry, 1998). Elle peut donc se produire en orthodontie suite à la pose du fil dans un boîtier d'une dent mal alignée quand la contrainte appliquée dépasse la limite élastique de l'alliage composant ce fil.

Plusieurs études furent conduites sur le domaine d'activation ou la déformation permanente des fils orthodontiques (Andreasen et Barrett, 1973; Andreasen et Morrow, 1978; Lopez, et al., 1979; Barrowes, 1982; Burstone, Qin et Morton, 1985; Hudgins et al., 1990; Wong, et al., 1994). Elles avaient comme objet principal d'étude les fils en nickel-titane. Certaines d'entre elles ont néanmoins testé le bêta-titane (Barrowes, 1982; Hudgins, et al., 1990; Wong, et al., 1994).

L'étude de Barrowes (1982) avait pour but d'évaluer le domaine d'activation de différents fils en leur imposant une déflexion qui variait de 1 à 6 mm sur un modèle représentant une arcade maxillaire. La déformation obtenue servait à vérifier le domaine d'activation du fil. Plus la déformation permanente est grande, plus petit est

son domaine d'activation. Il fut trouvé que le domaine d'activation du TMA était moins grand que celui du Nitinol, mais supérieur à celui de l'acier inoxydable pour un même diamètre de fil. Wong et al. (1994) sont plus précis et ajoutent que le montant de déformation permanente peut être mesuré après 1 minute de déflexion pour nous donner une indication du domaine d'activation. Ainsi, les fils en nickel-titane (Nitinol, Sentalloy et Neo Sentalloy) ont obtenu le plus grand domaine d'activation. Ils sont suivis des fils en bêta-titane et en acier inoxydable. Enfin, les fils en nickel-titane ont montré les meilleures caractéristiques de mémoire élastique et le moins de déformation permanente par rapport aux fils en bêta-titane et en acier inoxydable (Hudgins et al., 1990).

La déformation de l'acier inoxydable et, immédiatement après, celle du TMA se produisaient principalement au cours de la première journée, dépassant largement les fils en nickel-titane. Le TMA ne se déformait plus après une période de 14 jours contrairement à l'acier inoxydable et au Nitinol qui connaissaient une déformation différée jusqu'à 28 jours (Hudgins et al., 1990; Wong et al., 1994). Aucune différence statistiquement significative ne fut trouvée dans la déformation entre la première journée et le vingt-huitième jour pour le TMA et l'acier inoxydable (Hudgins et al., 1990). Cependant, le TMA a connu un plus grand montant de déformation différée avec le temps par rapport à l'acier inoxydable (Wong et al., 1994).

Il faut mentionner que la déformation du Nitinol se produisait principalement dans les cinq premières minutes de l'application d'une contrainte (Lopez et al., 1979).

L'augmentation de la déformation permanente observée avec le temps est due à la relaxation des contraintes dans le matériel. Cette déformation différée est de nature décélérante pour tous les fils. On observe de très petites déformations permanentes additionnelles après 14 jours (Wong et al., 1994). Hudgins et al. (1990) n'ont pas observé d'augmentation de déformation permanente après 28 jours. Le haut taux de déformation différée pendant le premier jour pour le TMA et Nitinol (à 2,9 mm de déflexion) se rapporte au phénomène de fluage primaire (Wong et al., 1994).

### *Essai en 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 ont montré occasionnellement des fractures spontanées au site d'extraction ou dans l'espace interproximal des dents après seulement une courte période de temps en bouche ([1]Loreille, 1988; Mohlin et al., 1991; Drescher et al., 1994). Le TMA fracture le plus souvent suite à un pliage lors de la conception des ressorts ou des arcs. Il faut veiller à ne jamais créer d'amorces de fissures par une zone de contrainte maximale ou par une irrégularité de surface (par l'emploi de pinces à mors rugueux, par coup de pince, pliure sur rayon de courbure serré, rayure) (Burstone et Goldberg, 1980; [1]Loreille, 1988).

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'écrouissage. On assiste à une déformation plastique ou à une réduction graduelle de la ductilité dans une région écrouie très localisée. Cette concentration de contrainte provoque la formation et l'amorçage de microfissures. 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 ou la quantité de résistance du matériau ou une combinaison des deux, face à des sollicitations cycliques mécaniques simulant les mouvements de mastication, la déglutition et à un niveau moindre, les manipulations ainsi que le façonnage à la pince (Deblock et al., 1998). En orthodontie, ce test ne fut utilisé que très rarement (Drescher et al., 1994; Deblock et al., 1998; Bernard, 1999). Il fut fait selon un test en flexion trois points par Drescher et al. (1994) et Bernard (1999). L'objet principal de leurs études était les fils en nickel-titane, quoique Drescher et al. (1994) aient utilisé un fil en acier inoxydable et en TMA comme comparaison. Deblock et al. (1998) ont utilisé un test en traction et l'objet principal de leur étude était le TMA.

Cette rareté d'études sur les effets des forces masticatoires et du façonnage des appareils en fatigue est tout de même troublante étant donné les caractéristiques uniques aux alliages en titane-molybdène (malléabilité et soudabilité) qui permettent à l'orthodontiste le contrôle du déplacement dentaire.

Le test en trois points de Drescher et al. (1994) permet de vérifier la résistance à long terme à la fracture de fils Ni-Ti en imitant les conditions buccales. Des fils en acier inoxydable et en TMA servent pour comparaison.

Le TMA et l'acier inoxydable ont démontré une relation linéaire élastique quand la déflexion était de 1 mm comparativement aux fils Ni-Ti dont certains ont montré des caractéristiques de superélasticité. A cause d'une résilience plus élevée, l'acier inoxydable, suivi du TMA, ont produit des forces plus élevées en flexion que les fils en Ni-Ti. Les fils en Ni-Ti 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 mm, pour obtenir la fracture des fils après  $10^5$  cycles, la force était de 3,8 N pour les fils 0,016" en titane-molybdène alors qu'elle variait de 1,2 à 3,1 N pour les fils 0,016" en Ni-Ti. Quant à l'acier inoxydable, la force était de 4,4 N. Pour les fils de section 0,016" X 0,022", les résultats étaient deux fois supérieurs. En appliquant une charge supérieure, la majorité des fils ont rupturé plus rapidement entre  $10^3$  et  $10^4$  cycles. La courbe de Wöhler (Fig. 2.4) démontre que plus le niveau de contrainte diminue, plus le nombre de cycles nécessaire 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 (Fig. 2.4).

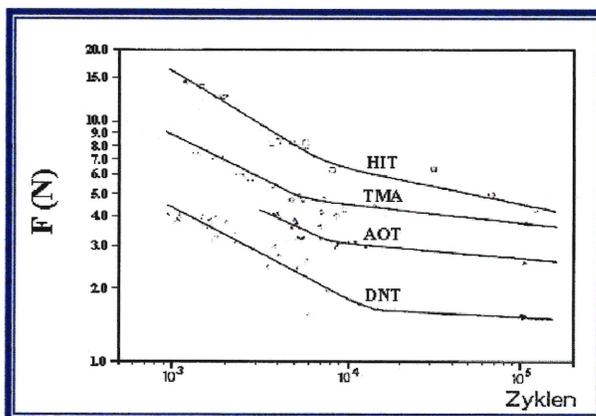


Figure 2.4: Courbe de Wöhler comparant la résistance à la fatigue des fils 0,016" en acier inoxydable (HIT), en titane-molybdène (TMA) et en nickel-titane (AOT et DNT). Tiré et adapté de Drescher et al. (1994).

Deblock et al. (1998) ont utilisé une machine de traction pour tester les fils en TMA de différents diamètres (0,018", 0,0175" x 0,0175", 0,017" x 0,025", 0,019" x 0,025") en fatigue. Ils ont observé qu'après 5000 cycles alternés, le TMA est qualitativement résistant et endurant. Les caractéristiques du matériau comme le module d'élasticité, la limite élastique, la charge à la rupture et le pourcentage de déformation à la rupture n'ont pas montré de variations significatives. Malheureusement, cette étude n'a pas déterminé le nombre nécessaire de cycles pour se rendre jusqu'à la rupture. Malgré cela, le TMA a démontré une bonne résistance à la fatigue.

#### *Autres tests*

Pour compléter la caractérisation des fils orthodontiques, d'autres tests peu retrouvés dans la littérature furent utilisés.

Des triboulets de différents diamètres (de 3,5 mm à 60 mm) mesurant la déformation transmise après le déroulement des fils furent utilisés pour évaluer le domaine élastique de plusieurs types de fils orthodontiques. Un triboulet ou "mandrel" est une tige de forme tronconique et calibrée. La majorité des fils multibrins ont un plus grand domaine d'activation que le TMA à l'exception du Spiral de Ormco. Pour un même diamètre de fil, le domaine d'activation du TMA est le double de celui de l'acier inoxydable monobrin, mais un peu moins de la moitié de celui du Nitinol (Ingram et al., 1986).

L'analyse mécanique dynamique permet de mesurer simultanément les propriétés mécaniques dynamiques des fils en alliage de titane comme la présence de transitions de phase, les coefficients d'expansion thermique et le module d'élasticité. Les fils en titane-molybdène ont présenté un module d'élasticité plus élevé que celui des alliages conventionnels stabilisés martensitiques (Nitinol et Orthonol). Ce test a confirmé que la rigidité du TMA est supérieure à celle des alliages Ni-Ti. Enfin, les propriétés mécaniques dynamiques du TMA ne sont pas thermo-dépendantes (Kusy et Wilson, 1990).

Les rigidités localisées en flexion de fils continus, testées sur modèle, furent étudiées en mettant l'accent sur la contribution des courbures des fils sur différents sites (incisives latérales inférieure et supérieure, canine mandibulaire, canine maxillaire adjacent à un site d'extraction, incisive centrale maxillaire) et sur la direction des déflexions (facial, lingual, occlusal). Le titane-molybdène a démontré une rigidité localisée en flexion inférieure aux fils en acier inoxydable et supérieure aux fils en nickel-titane pour tous les sites et toutes les déflexions (Schaus et Nikolai, 1986).

#### 2.3.4.4 AUTRES ALLIAGES EN TITANE

De nombreux alliages à base de titane autres que le Ti-11,5Mo-6Zr-4,5Sn (bêta-titane ou TMA) sont apparus de temps en temps dans la littérature orthodontique. Ce sont: le Ti-13V-11Cr-3Al, le Ti-3Al-8V-6Cr-4Mo-4Zr, le Ti-15V-3Cr-3Al-3Sn (Ti 15-3-3), le Ti-10V-2Fe-3Al, le Ti-6Al-4V et le titane-niobium (Shastry et Goldberg, 1983; Hazel et al., 1984; Hazel et West, 1986; Wilson et al., 1987; Wilcock, 1989; Devanathan, 1998; Graber et Vanarsdall, 2000).

*Le Ti-13V-11Cr-3Al*

Le Ti-13V-11Cr-3Al est un alliage métastable en phase bêta commercialement disponible au même titre que le Ti-11,5Mo-6Zr-4,5Sn. Dans une étude portant sur l'influence des paramètres de tréfilage sur leurs propriétés mécaniques, le Ti-13V-11Cr-3Al a démontré son potentiel comme fil orthodontique. La réduction à froid a augmenté d'une façon semblable la résistance ultime à la traction de ces deux alliages, mais la limite conventionnelle d'élasticité du Ti-13V-11Cr-3Al a connu une plus grande augmentation que celle de Ti-11,5Mo-6Zr-4,5Sn. La réduction à froid a eu une influence modérée sur le module d'élasticité. Le Ti-11,5Mo-6Zr-4,5Sn a expérimenté un module beaucoup plus bas ( $8 \times 10^6$  psi) par rapport à  $13,2 \times 10^6$  psi pour le Ti-13V-11Cr-3Al, mais sa mémoire élastique suite au laminage était légèrement supérieure à celle du Bêta III ( $1,75 \times 10^{-2}$  psi par rapport à  $1,65 \times 10^{-2}$  psi) (Shastri et Goldberg, 1983).

Trois alliages en bêta-titane, le Ti-3Al-8V-6Cr-4Mo-4Zr, le Ti-15V-3Cr-3Al-3Sn et le Ti-10V-2Fe-3Al furent évalués par Wilson et al. (1987). Ces fils ont démontré une bonne malléabilité et une bonne mémoire élastique. Les propriétés mécaniques de ces matériaux ont varié selon la réduction à froid à un diamètre fixé. La forme de la variation était dépendante du matériel. Le Ti-15V-3Cr-3Al-3Sn a présenté une ductilité élevée, un module d'élasticité semblable et une mémoire élastique (YS/E) légèrement plus élevée que celle du TMA. Cette combinaison de propriétés pourrait mener à une malléabilité et une mémoire élastique améliorées pour fin clinique (Wilson et al., 1987). Notons que ces alliages (Ti-13V-11Cr-3Al, Ti-3Al-8V-6Cr-4Mo-4Zr, Ti-15V-3Cr-3Al-3Sn et Ti-10V-2Fe-3Al) n'ont pas été mis en marché. Ils n'ont fait l'objet que d'études scientifiques.

### *Le Ti-6Al-4V*

En 1998, la compagnie T.P. Orthodontics a commercialisé un fil à base de titane nommé TiMolium (Devanathan, 1998). Il est composé de 6% d'aluminium, 4% de vanadium, le reste étant du titane. On le retrouve aussi dans les domaines biomédicaux et aéronautiques. Dans le passé, il fut mentionné à quelques reprises dans la littérature (Burstone et Goldberg, 1980; Hazel et al., 1984; Wilcock, 1989).

Le Ti-6Al-4V est un alliage en phase alpha-bêta. Ses propriétés en traction sont semblables à celles de l'or, tandis que sa mémoire élastique est comparable à celle de l'acier inoxydable à haute résistance (high tensile)(Hazel et al., 1984) (Tableau VII, p. 52). La limite conventionnelle d'élasticité des fils en titane de Wilcock (Ti-6Al-4V) est semblable à celle du bêta-titane, mais a un module d'élasticité approximativement 1 ½ fois plus élevé que ce dernier et 3 fois celui du Nitinol (Hazel et al., 1984; Hazel et al., 1986). L'acier inoxydable présente plus souvent un module élastique constant. Pour modifier sa mémoire élastique, on fera varier sa limite conventionnelle d'élasticité. La mémoire élastique des alliages en titane est beaucoup plus influencée par leur module d'élasticité.

Wilcock (1989) a rapporté que ce fil durcissait dans un environnement oral possiblement dû à une absorption d'hydrogène et à la formation d'hydrure de titane. La cause probable serait son contenu élevé en aluminium. Les observations cliniques ont démontré que cet alliage devenait plus rigide et fragile quand le matériel vieillissait. D'autres études seraient nécessaires pour confirmer ce phénomène.

Le TiMolium présenterait deux fois moins de friction que le TMA à cause d'une surface plus lisse (Devanathan, 1998). La malléabilité et la résistance à la fracture de ce fil sont augmentées en contrôlant deux facteurs: les défauts de surface et la limite conventionnelle d'élasticité. Les défauts de surface agissent comme propagateurs de fissures et une limite conventionnelle d'élasticité plus élevée permet un meilleur pliage du fil sans qu'il casse facilement.

La contrainte de rupture en compression (compressive strength) plus élevée du TiMolium améliore sa résistance à la fracture par rapport au TMA lors du pliage du fil (Devanathan, 1998).

Cependant, l'auteur ne mentionne pas dans son texte deux propriétés importantes des fils: le module d'élasticité et la mémoire élastique (springback). Lors d'une correspondance par courrier électronique (Annexe II, p. 189), Dr Devanathan a rapporté que le module d'élasticité du TiMolium est de 16,5 ksi et sa résistance à la traction (tensile strength) est de 130 ksi. Pour le TMA, le module d'élasticité et sa résistance à la traction sont respectivement de 11,5 ksi et de 115 ksi. Le TiMolium a deux fois la flexibilité de l'acier inoxydable tandis qu'il délivre une force plus élevée que le TMA à cause de son module d'élasticité plus élevé. Selon le Dr Devanathan, il se situe vraiment entre l'acier inoxydable et le Ni-Ti en performance mécanique (Devanathan, 2000). Selon ses chiffres, le TiMolium est plus rigide que le TMA.

<i>Comparaison des données en traction de fils orthodontiques</i>					
<i>Propriétés mécaniques</i>	<i>Acier inoxydable</i>	<i>Elgiloy</i>	<i>Nitinol</i>	<i>Beta-Ti</i>	<i>Ti-6Al-4V</i>
<i>Limite conventionnelle d'élasticité(MPa)=YS</i>	1900-3000	2131	—	1169	1180
<i>Résistance à la traction (MPa)</i>	2200-3300	2338	1650	—	1252
<i>Module élastique (GPa) =E</i>	158-199	196-206	33	64,6	90,1
<i>YS/E</i>	$1,39 \times 10^{-2}$	—	—	$1,8 \times 10^{-2}$	$1,39 \times 10^{-2}$

*Tableau VII: Comparaison des données en traction de fils orthodontiques.*

*Tiré et adapté de Hazel R.J., et al. (1984).*

### *Le titane-niobium (Ti-Nb)*

Cet alliage est du type bêta. Il peut avoir deux formules chimiques: Ti-15Mo-3Nb et Ti-13Nb-13Zr. Ayant la même structure que l'acier, les alliages en bêta-titane se prêtent bien aussi au tréfilage. Cette technique est nécessaire pour la fabrication des fils orthodontiques. Les fils en Ti-Nb sont très faciles à plier et sont utilisés principalement quand des forces plus basses que celles exercées par le TMA sont nécessaires. Bien que la "résilience" des fils en Ti-Nb soit similaire à celle de l'acier inoxydable, ces fils ont seulement un quart de sa rigidité. Il présente une mémoire élastique équivalente à celle de l'acier inoxydable. Pour obtenir ces propriétés, ces alliages doivent être convenablement traités (Graber et Vanarsdall, 2000).

#### *2.3.4.5 À LA RECHERCHE DU FIL IDÉAL*

Chaque alliage présente des propriétés mécaniques qui lui sont propres. Malheureusement, à la lumière de celles-ci, le fil idéal n'existe pas. Les fils en nickel-titane sont particulièrement utiles dans la phase initiale d'alignement où une combinaison de basse rigidité et de mémoire élastique élevée est requise pour permettre le déchevauchement des dents mal alignées. L'acier inoxydable est encore utile lors des phases subséquentes de rétraction des dents et de stabilisation des arcades en finition.

Le bêta-titane (TMA de Ormco) offre, quant à lui, un excellent équilibre de propriétés physiques (force suffisante, 42% de la rigidité de l'acier inoxydable, bon domaine d'activation, biocompatibilité, malléabilité, soudabilité). Malgré le peu de données, il présenterait aussi une bonne résistance à la fatigue. Toutes ces propriétés permettent la configuration d'appareillages qui délivrent un meilleur système de force tout en utilisant un choix de boucles simplifiées. Ces caractéristiques le rendent intéressant en vue d'une utilisation comme fil intermédiaire et comme fil de finition.

Le TiMolium (Ti-6Al-4V) a des propriétés qui peuvent être utiles dans certaines conditions cliniques (moins de friction, plus grande malléabilité, plus grande rigidité que le TMA). Le titane-niobium présente des caractéristiques qui devront être investiguées davantage vu le manque d'informations à son sujet.

Tous ces fils offrent des avantages et des inconvénients selon le stade du traitement où ils peuvent être employés. Cependant, l'arrivée de nouveaux fils en bêta-titane (Bendaloy, Beta III, Resolve, TMA implanté à l'azote) et en TiMolium a provoqué une nouvelle donne dans le marché des fils orthodontiques. Selon leur compagnie respective, ces nouveaux fils n'offrent que des avantages par rapport au traditionnel TMA et même aux fils en nickel-titane (Annexe V, p. 203; Annexe VI, p. 204).

Pour vérifier les affirmations de ces compagnies, la caractérisation de ces nouveaux fils à l'aide d'un test en trois points permettra de les distinguer. En outre, plusieurs cliniciens optent pour ces fils pour remplacer l'acier inoxydable lors de la fermeture des espaces. Il sera donc soumis davantage aux sollicitations cycliques de la mastication qui peuvent entraîner une fatigue mécanique du matériau.

Pour évaluer ce phénomène, l'évaluation de la résistance en fatigue des fils en titane-molybdène sera faite. Enfin, l'étude de la déformation permanente à court terme des fils en alliages de titane-molybdène permettra d'en évaluer le domaine d'activation.

**CHAPITRE TROIS**

**TECHNIQUES EXPÉRIMENTALES**

### 3. TECHNIQUES EXPÉRIMENTALES

---

Notre étude comporte deux volets: 1) le premier est une prolongation du projet de Denis Bernard (1999) sur la fatigue des fils orthodontiques en nickel-titane (NiTi); nous étudierons la fatigue des alliages à base de titane-molybdène. 2) Le second évaluera, à court terme, la déformation permanente de ces mêmes alliages, de l'acier inoxydable et du TiMolium. Ce qui suit décrit donc le matériel utilisé lors des deux phases expérimentales, de même que les méthodes et le protocole employés lors des tests.

#### 3.1 Matériel et Méthode en fatigue

##### 3.1.1 Les spécimens en fatigue

La sélection des spécimens d'alliages de titane-molybdène fut effectuée en tenant compte des compagnies de fournitures orthodontiques les plus présentes dans la province de Québec. Le tableau VIII résume les différents fils utilisés dans notre étude.

Nom	Source	0,016"	0,016" x 0,022"	composition
<i>Bendaloy</i>	<i>Rocky Mountain Inc.</i>	X	X	<i>Bêta-titane</i>
<i>Beta III</i>	<i>3M/Unitek</i>		X	<i>Bêta-titane</i>
<i>Resolve</i>	<i>GAC Inc.</i>	X	X	<i>Bêta-titane</i>
<i>TiMolium</i>	<i>T.P. Orthodontics Inc.</i>		X	<i>α-β titane</i>
<i>TMA</i>	<i>Ormco Corporation</i>	X	X	<i>Bêta-titane</i>
		<i>Implanté ("colored")</i>	<i>Implanté ("ionguard")</i>	<i>Bêta-titane</i>
<i>Tru Arch</i>	<i>"A" Company</i>	X	X	<i>Acier inoxydable</i>

Tableau VIII: Tableau des fils, des manufacturiers, de la grosseur des fils testés et de leur composition.

Ainsi, cinq alliages en bêta-titane ont été testés ainsi qu'un fil en  $\alpha$ - $\beta$  titane (TiMolium) pour la comparaison. Notre but étant de comparer en fatigue les alliages à base de titane, le fil en acier inoxydable n'a servi de comparaison qu'au niveau de la caractérisation au premier cycle. De plus, la déformation obtenue après celle-ci rendait son cyclage difficile.

### ***3.1.2 Montage de fixation et appareil de flexion en fatigue***

L'étude en fatigue des fils en alliage de titane-molybdène a utilisé le même protocole que celui de Bernard (1999) que l'on retrouve intégralement à la page 190 de l'annexe III-A. Brièvement, rappelons que les études de Drescher et al. (1994) et de Miura et al. (1986) ont servi de modèles de base à l'établissement de ce protocole. Les tests en fatigue en flexion trois points furent exécutés par une machine de traction MTS 858 (bionix Test System) équipée d'une cellule de charge, testée en fatigue de 1,25 kN. Les tests de caractérisation aux cycles retenus (1<sup>er</sup>, 100<sup>e</sup> et 1000<sup>e</sup> cycles) exigeaient une plus grande précision de l'appareillage. Ils furent effectués avec une cellule de charge statique Artech (type S) d'une capacité de 25 livres ( $\pm 110$ N) à chacun de ces cycles.

Une déflexion de 2 mm fut choisie car elle est souvent retrouvée dans la littérature (Miura et al., 1986; Mohlin et al., 1991; Drescher et al., 1994; Segner et Ibe, 1995; Nakano et al., 1999).

Lors des caractérisations, les données de temps(s), de déplacement (mm) et de force (N) ont été enregistrées à une fréquence de 15Hz et pendant les sollicitations en fatigue, à une fréquence de 3 Hz. Pour fins d'analyse, les informations provenant des caractérisations (15 Hz) furent conservées et les prises de données pendant le cyclage (3 Hz) n'ont servi qu'à déterminer le nombre de cycles à la rupture.

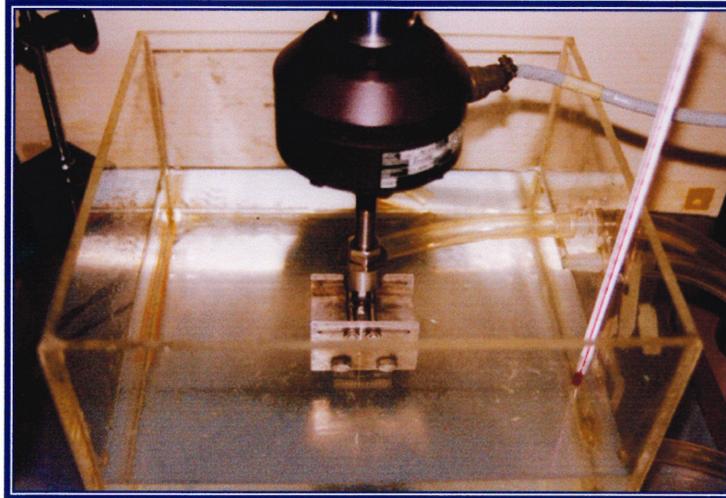
### 3.1.3 Environnement des expérimentations en fatigue

Selon le protocole établi par le docteur Bernard en 1999, cette série d'expérimentations *in vitro* devait être accomplie dans un milieu représentant l'environnement buccal observé en clinique. En tout temps, les fils étaient submergés à plus de 5 mm de profondeur dans un bassin de salive artificielle. Notre protocole diffère légèrement de celui de Bernard (1999) quant à la composition de la salive artificielle utilisée. Au lieu d'utiliser la salive élaborée par Tai et al.(1992), nous avons utilisé celle élaborée par Barrett et al. (1993), car elle ne contenait pas de  $\text{CaCl}_2$  (chlorure de calcium)(Tableau IX). Ce composé provoquait un précipité qui avait tendance à brouiller la salive artificielle.

Nous avons gardé les mêmes proportions des éléments mais dans 5 litres d'eau déionisée. Elle fut maintenue à un pH entre 5,5 et 6,5 tout au long des essais. La salive était maintenue à une température de  $37^\circ\text{C} \pm 1^\circ\text{C}$  à l'aide d'une pompe chauffante munie d'un thermorégulateur. Un thermomètre reposait dans le bassin afin de contrôler la température de la salive artificielle (Fig. 3.1, p. 59).

<i>Nom chimique</i>	<i>Ingrédients</i>	<i>Quantité dans 5L d'eau déionisée</i>
Chlorure de sodium	NaCl	2,00g
Chlorure de potassium	KCl	6,05g
Phosphate de sodium, dibasique, heptahydraté	$\text{Na}_2\text{HPO}_4 \cdot 7\text{H}_2\text{O}$	3,90g
Sulfure de sodium	$\text{Na}_2\text{S} \cdot 9\text{H}_2\text{O}$	0,025g
Urée	$\text{NH}_2\text{CONH}_2$	5,00g

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



*Figure 3.1 Bassin d'expérimentation avec salive artificielle  
(Photo gracieusement prêtée par Dr Bernard).*

#### **3.1.4 Système d'acquisition des données**

Le système d'acquisition des données fut le même que pour l'étude de Bernard (1999)(Voir annexe III-B, p. 193).

#### **3.1.5 Manipulation**

L'annexe III-C (p. 195) représente les différentes étapes de la manipulation basée sur le protocole établi par Bernard (1999), avec les modifications d'usage s'appliquant à notre étude. L'une d'elles fut l'ajout de fils de forme rectangulaire 0,016" X 0,022" qui furent placés dans le sens "Edgewise" (la partie la plus large dans une position horizontale).

Il faut noter que cette phase s'est déroulée en deux temps avec deux techniciens différents. Le premier a testé les fils en TMA 0,016" et 0,016" X 0,022", en Resolve 0,016" et 0,016" X 0,022", en TiMolium et en Beta III. Le second technicien a testé le TMA "colored" (0,016"), le TMA "ionguard" (0,016" X 0,022"), et le Bendaloy (0,016" et 0,016" x 0,022"). De plus, ce dernier a procédé à une caractérisation de fils en acier inoxydable 0,016" et 0,016" X 0,022" au premier cycle pour en comparer les niveaux de force avec les fils à base de titane.

### ***3.1.6 Analyse***

Les analyses statistiques utilisées pour l'interprétation des résultats obtenus sont décrites dans la section 3.3.3.

#### ***3.1.6.1 ANALYSE DE LA PENTE DE LA COURBE DE DÉSACTIVATION***

Il est nécessaire de préciser, dans cette section, la procédure employée pour faire l'analyse de la pente de la courbe de désactivation. Il faut spécifier que la pente d'une telle courbe correspond à la rigidité du fil testé (Fig. 3.2, p. 62).

Normalement, la mesure de la rigidité des fils se fait en traction et répond à la loi de Hooke. La rigidité dans les limites du domaine élastique est égale à la contrainte élastique par rapport à la déformation (O'Brien et Ryge, 1982). Les alliages en titane-molybdène obéissent à cette loi de Hooke.

Notre étude s'est cependant faite en flexion. Les deux parties de la courbe d'hystérèse sont considérées importantes dans le traitement orthodontique (Nikolai, 1997). Cependant, c'est la partie inférieure de cette courbe qui nous intéresse, car c'est elle qui simule la force qu'un fil exerce pour bouger une dent (Segner et Ibe, 1995; Nakano et al., 1999).

La pente de la courbe de désactivation correspond au taux (en newton par millimètre) de la diminution de cette force simultanément au déplacement dentaire (de la couronne dentaire). La longueur de la courbe projetée (en millimètre) est la limite supérieure pouvant arriver au déplacement (Nikolai, 1997). Ce qui nous intéresse, c'est d'avoir une pente la plus faible possible qui nous donnera une force la plus uniforme pendant la désactivation. Dans toutes nos courbes, nous avons aussi observé une déformation résiduelle. Il faudra que celle-ci soit aussi la moins élevée possible. Plus elle est faible, plus grande est le domaine d'activation du fil (Barrowes, 1982; Wong et al., 1994).

La méthode élaborée pour mesurer la pente de la courbe de désactivation fut celle-ci. Deux points furent pris sur la courbe. Ces deux points étaient séparés par une distance de 0,5 mm sur une section la plus droite de la courbe tout en étant près de la zone du début de la déformation résiduelle. Cette méthode a semblé la plus fiable pour évaluer la pente de la courbe de désactivation. Il ne faut pas oublier que la mesure de la pente donne une idée de la rigidité des fils.

Enfin, sur cette même courbe, la force de rappel à 1,9 mm et 1,0 mm de déplacement fut mesurée. La différence entre ces deux forces nous donne la force de désactivation qui est le niveau de force observée lors de la phase de désactivation après une déflexion imposée de 2 mm.

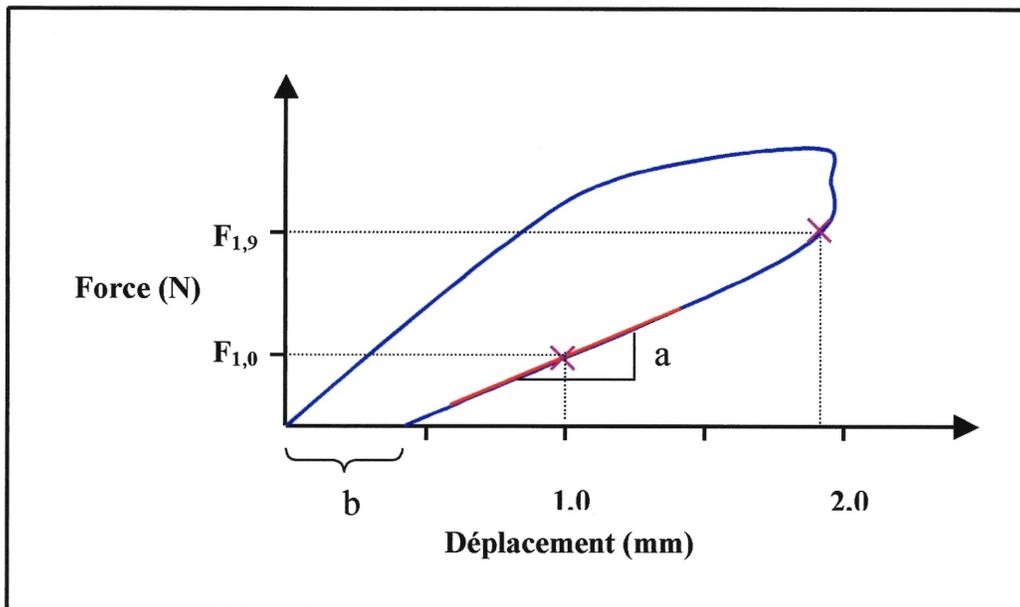


Figure 3.2: Paramètres retenus pour l'évaluation de la courbe force/déplacement.

$a$  = pente inférieure

$b$  = déformation permanente

$F_{1,9}$  = Force de rappel à 1,9 mm de déplacement

$F_{1,0}$  = Force de rappel à 1,0 mm de déplacement

Force de désactivation =  $F_{1,9} - F_{1,0}$

## **3.2 Matériel et Méthode en déformation**

### ***3.2.1 Les spécimens***

La sélection des spécimens d'alliages de titane-molybdène fut la même que pour celle des tests en fatigue décrite à la page 56.

### ***3.2.2 Montage de fixation et appareil de flexion***

Au cours de notre étude, nous avons dû réviser notre méthode expérimentale. A l'origine, les tests devaient étudier les effets à long terme d'une déformation permanente quand une charge était appliquée sur un fil en bêta-titane pour des périodes de 1, 14 et 28 jours. Ces expérimentations étaient basées sur les études de Hudgins et al. (1990) et Barrowes (1982) avec les alliages en nickel-titane.

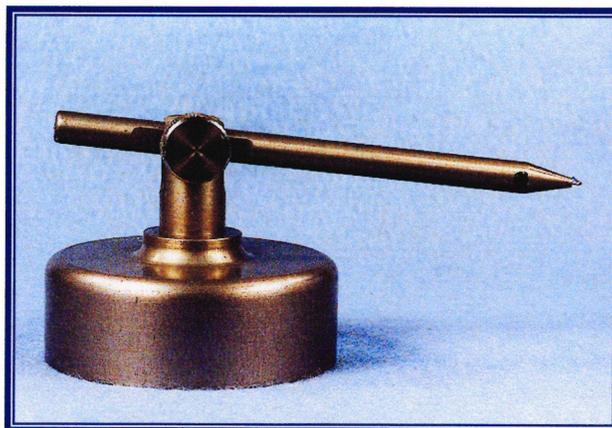
Les spécimens de diamètre 0,016" et 0,016" x 0,022" devaient être testés sur un dentoforme préformé semblable à celui utilisé par Schaus et Nikolai (1986).

Ce dentoforme représentait l'arcade maxillaire d'une fille de 13 ans selon les normes établies par Moyers et al. (1976). L'arcade fut construite en tiges de plexiglass. Ces tiges devaient avoir un diamètre mésio-distal s'approchant des moyennes dentaires trouvées dans le Wheeler's text of Dental Anatomy (Tableau X, p.64).

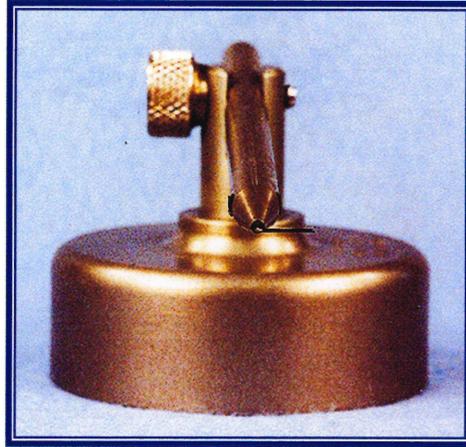
<i>Dents du maxillaire</i>	<i>Diamètre en millimètre</i>
Incisive centrale	8,5
Incisive latérale	6,5
Canine	7,5
1 <sup>ère</sup> pré-molaire	7,0
2 <sup>ème</sup> pré-molaire	7,0
1 <sup>ère</sup> molaire	10,0
2 <sup>ème</sup> molaire	9,0

*Tableau X: Tableau représentant les diamètres mésio-distaux (en mm) des dents du dentoforme. Tiré de Ash, M.M.Jr.(1984). Wheeler's Dental Anatomy, Physiology, and Occlusion. p. 13.*

Sur chaque tige, on colla avec la supercolle 8 Lepage un boîtier 0,022" X 0,028" de type auto-ligaturant "TwinLock" de la compagnie Ormco (Glendora CA, U.S.A.) pour enlever la variabilité potentielle de la force d'une ligature manuelle ou élastomérique lors de leur pose. Tous les boîtiers étaient positionnés et alignés par le même technicien avec l'aide d'une jauge de placement des boîtiers utilisée avec un articulateur Perkowski pour que toutes les lumières soient dans un même plan (Fig. 3.3; Fig. 3.4, p. 65).

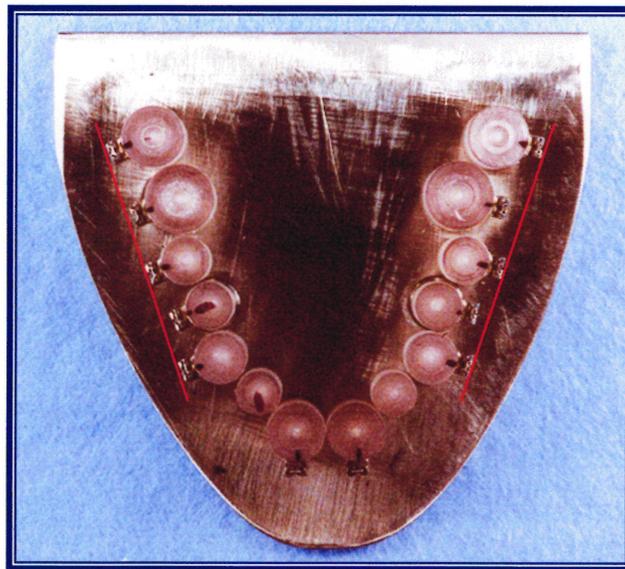


*Figure 3.3: Jauge de placement des boîtiers utilisée avec articulateur Perkowski (vue latérale).*



*Figure 3.4: Articulateur Perkowski (vue frontale).*

Quatre tiges furent déplacées lingualement, les autres formant un arc idéal. Les déplacements linguaux étaient de 0,5 mm (dent #26), 1,0 mm (dent #24), 1,5mm (dent #14), et 2,0 mm (dent #16) (Fig. 3.5).



*Figure 3.5: Dentoforme expérimental.*

L'inclusion de plusieurs déflexions avaient pour but de permettre une diminution du nombre de modèles à utiliser dans l'étude. En fait, sur un modèle, nous pouvions faire quatre tests. Les intervalles de temps, dans notre étude, étaient de 1, 14 et 28 jours pour voir les effets d'une déformation à long terme, comme Hudgins et al.(1990) l'ont fait.

Le fil 0,016" ou 0,016" X 0,022" était positionné dans le dentoforme et les portières des boîtiers étaient fermées en commençant par les boîtiers du côté gauche vers la droite (dent #27 à #17). Le fil 0,016" X 0,022" était placé dans le sens "Edgewise". Puis, il était engagé dans la lumière des dents malpositionnées à 0,5 mm, 1,0 mm, 1,5 mm, et 2,0 mm et tenu pour les temps indiqués soit de 1, 14 ou 28 jours. Pour simuler le milieu buccal, on mit le dentoforme dans un bassin rempli de salive artificielle à 37°C. La salive artificielle avait la même composition que celle utilisée pour les tests en fatigue. A la fin de la période d'activation, le fil était désengagé du côté droit vers la gauche. Les valeurs de la déformation permanente n'étaient pas mesurées selon la méthode de Barrowes (1982) (avec un pied à coulisse), mais en numérisant le fil dans un rapport de 1:1 et en mesurant le nombre de pixels de façon précise.

Les expérimentations furent commencées. Les tests à 1 jour furent effectués. Certains problèmes furent rencontrés à ce stade. Le premier était le décollement de certains boîtiers, en particulier celui qui était déplacé de 1,5 mm (dent #14). D'autres essais furent faits en changeant la façon de coller les boîtiers, notamment en utilisant un composite photopolymérisant et en créant des rétentions dans les tiges en plexiglass. Cela n'a pas empêché les boîtiers de se décoller. Malgré ces ennuis, les tests à 1 jour ont pu être faits.

La problématique du décollement des boîtiers devint plus criante lors des tests pour la période de 14 jours. Pendant cette période, tout boîtier pouvait décoller en tout temps et rendait le test du fil inutilisable; il fallait donc refaire le test. A ce stade, notre méthode fut revue d'autant plus que nous nous sommes rendus compte qu'il était très difficile de mesurer la déformation des fils et de faire une lecture adéquate au niveau du boîtier déplacé de 1,5 mm. Ce problème avait été noté par Barrowes (1982).

On notait aussi moins de déformation sur le TiMolium à ce niveau (1,5 mm), ce qui contredisait les résultats obtenus par le MTS lors de la caractérisation du fil au premier cycle; le TiMolium ayant obtenu la déformation la plus élevée. L'erreur provenait sûrement de l'insertion du fil dans le boîtier. Il était difficile de faire une lecture du fil car il se déformait trop à cause de la forme de l'arcade. Enfin, l'application de la force pour insérer le fil par le manipulateur pouvait varier d'une fois à l'autre, faussant encore les résultats.

Une autre source d'erreur possible était le décollement à répétition des mêmes boîtiers qui pouvait amener une imprécision dans la lecture des résultats, car ils n'étaient peut-être pas recollés exactement de la même façon.

De plus, on n'avait remarqué aucune déformation à 0,5 et 1,0 mm, excepté pour le TiMolium. Il n'était donc pas pertinent de tester les fils à ces niveaux de déflexions.

En conclusion, avec la méthode de Barrowes nous n'avions pas de point de repère bien établi. Cette méthode était inadéquate pour bien mesurer une déformation et la comparer sur une longue période. La pertinence d'expérimenter les fils pour une période de 14 et 28 jours n'apparaissait plus car Hudgins et al. (1990) étaient arrivés à cette conclusion et recommandaient pour les études futures de se limiter à 1 journée.

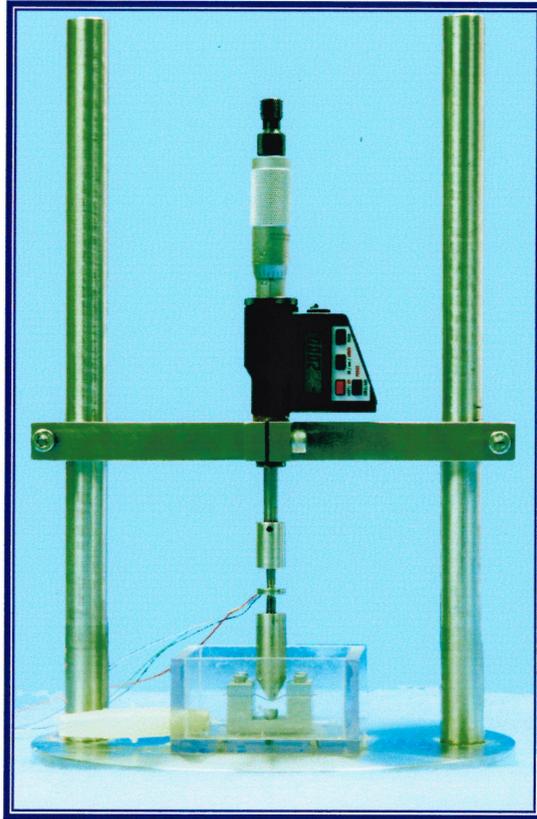
Nous en vîmes à la conclusion qu'il était plus important de faire une lecture précise pour bien comparer les fils entre eux que de vouloir à tout prix imiter la forme d'une arcade dentaire. Un autre appareil pour mesurer la déformation des fils fut dessiné.

Ce fut un appareil déjà utilisé pour un test conventionnel en flexion en trois points (Miura et al., 1986; Drescher et al., 1994) Le montage principal, comprenant une barre parallèle supportée par deux tiges fixées à un socle, est en acier inoxydable (Fig. 3.6, p. 69). Sur la barre parallèle, on fixe une tête micrométrique de marque Starrett avec une résolution de 0,001 mm (Fig. 3.7, p.69). Son exactitude est de 0,003 mm dans la plage de 0 à 25 mm. L'affichage numérique peut être en pouces ou en millimètres.

Une cellule de charge de marque Entran avec une plage de 25 N est fixée au micromètre (Fig. 3.8, p.70) et reliée à un amplificateur de marque Hoskin Scientific (Modèle : Série Micro-P) (Fig. 3.13, p.73). L'adaptateur reliant la tête micrométrique à la cellule de charge doit être positionné de telle sorte que sa vis d'ajustement soit située à 90° par rapport au support à micromètre.

Les bras du support à fil, fait en acier inoxydable, comprend une rainure de dimension 0,017" X 0,025" pour le positionnement des fils (Fig. 3.10, p. 71). La stabilisation du fil est obtenue avec l'aide de barres de soutien en acier inoxydable vissées sur les bras du support contrairement aux études de référence qui utilisaient des boîtiers orthodontiques avec ligatures élastomériques. Il faut noter que la rainure est assez large pour permettre un glissement du fil et éviter la friction. Enfin, le support est déposé dans un bassin en polycarbonate et fixé à l'aide de vis (Fig. 3.11, p. 71). Une distance de 14 mm sépare les bras du support.

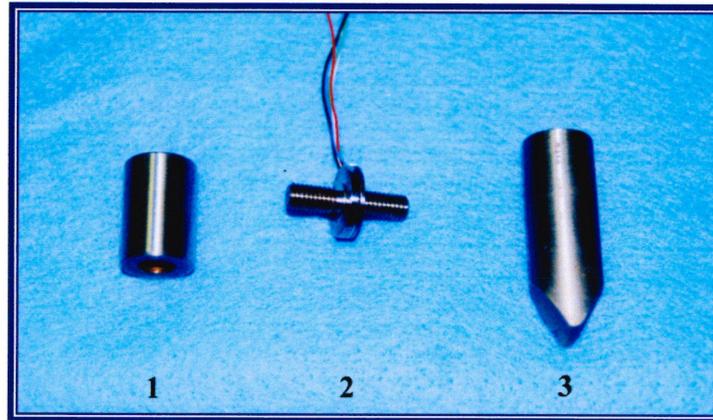
Les sollicitations furent appliquées au milieu du fil testé par une tige en acier avec une extrémité arrondie d'un diamètre de 2 mm.



*Figure 3.6: Montage en flexion trois points.*



*Figure 3.7: Micromètre de marque Starrett (plage 0 à 25 mm).*

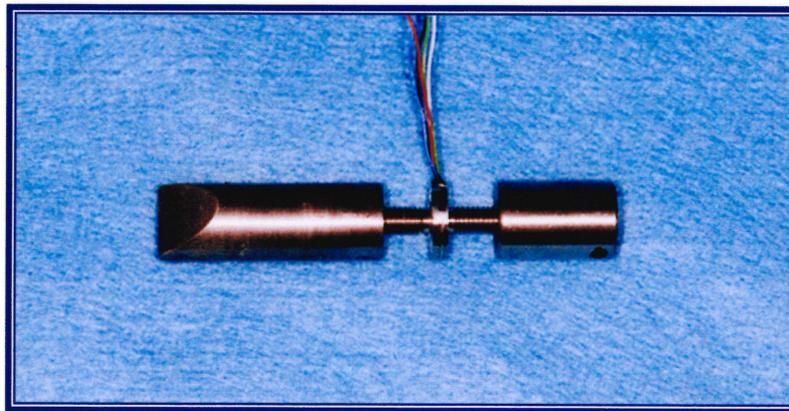


*Figure 3.8:*

*1) Adaptateur*

*2) Cellule de charge de marque Entran (plage de 25N)*

*3) Appliqueur de charge.*



*Figure 3.9: Montage de l'appliqueur, de la cellule de charge et de l'adaptateur.*

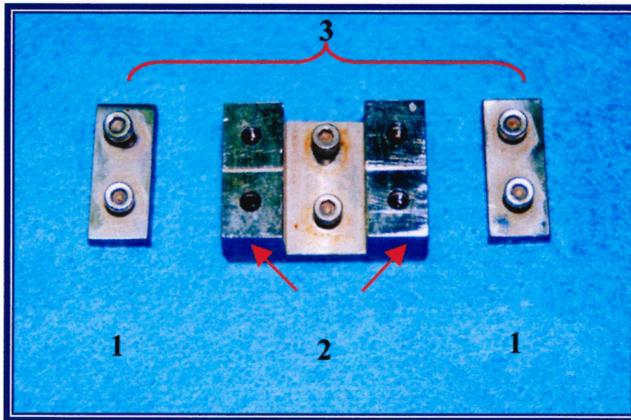
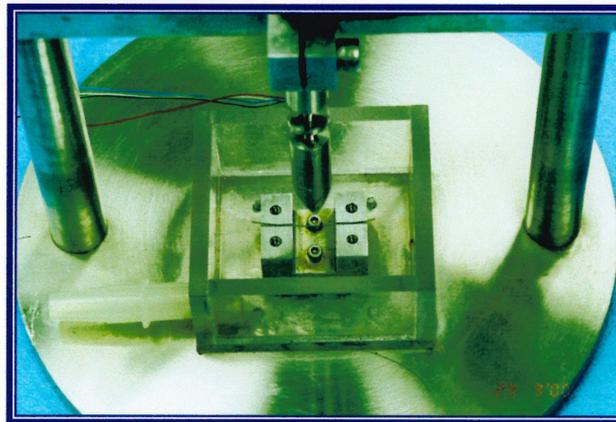


Figure 3.10:

- 1) Barre de soutien
- 2) Bras du support
- 3) Montage complet (ou support du fil).

Figure 3.11:

Bassin d'expérimentation.



### 3.2.3 Environnement des expérimentations en déformation

Pour comparer les résultats en déformation avec ceux en fatigue, les tests furent faits dans le même type d'environnement, c'est-à-dire reproduisant le milieu buccal observé en clinique. Tous les tests furent réalisés dans un bassin contenant de la salive artificielle décrite à la page 58. Les échantillons étaient submergés dans 5 mm ou plus de salive pendant toutes les expérimentations. Une pompe chauffante munie d'un thermorégulateur maintenait la température de la solution à  $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ . Un thermocouple relié au thermorégulateur était positionné dans le bassin pour contrôler la température de la solution. Le pH de la salive était maintenu de 5,5 à 6,5 pendant les tests en déformation.

### **3.2.4 Système d'acquisition des données**

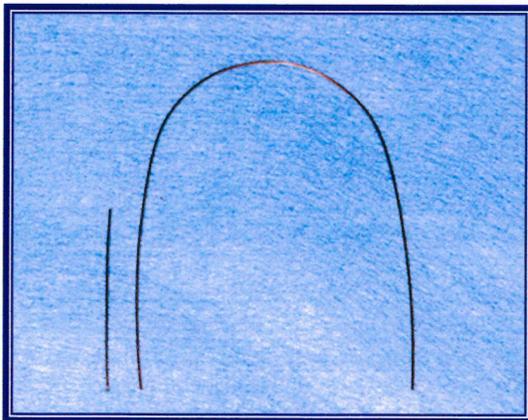
La mesure de la déformation était faite par une lecture visuelle de l'afficheur de la tête micrométrique et enregistrée manuellement. Une lecture visuelle de l'afficheur de la cellule de charge permettait de mesurer la force appliquée sur le fil qui était également enregistrée manuellement.

### **3.2.5 Manipulation**

La section suivante décrit la méthode expérimentale employée pendant les tests en déformation. Les étapes nécessaires à l'étude sont décrites brièvement et illustrées au besoin.

#### **3.2.5.1 PRÉPARATION DES SPÉCIMENS**

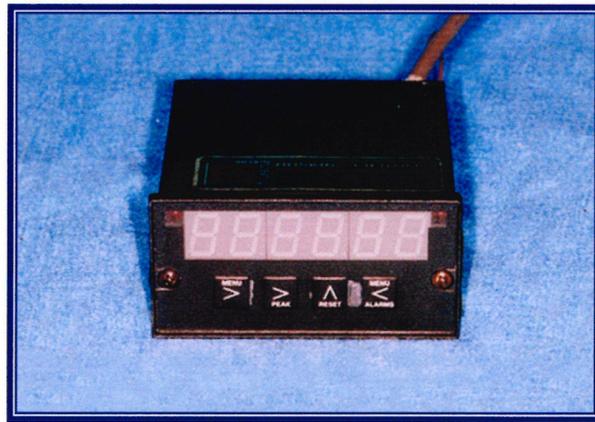
Tous les spécimens proviennent d'un lot identique. Chaque fil subit une inspection visuelle pour déceler tout risque d'imperfection. Les échantillons sont des fils orthodontiques standards utilisés en clinique. Ils sont préformés suivant une forme d'arcade dentaire. Seules les extrémités présentant une rectitude convenable pour les tests sont retenues; la portion courbée étant exclue. Chaque échantillon est coupé à une longueur de 40 mm (Fig. 3.12).



*Figure 3.12: Section de 40 mm de l'arc continu.*

### 3.2.5.2 PRÉPARATION DU MONTAGE

La programmation de l'amplificateur de la cellule de charge est effectuée en réinitialisant toutes les entrées à zéro et en entrant les données suivantes au menu: INPUT, Strn, 250,0, SCALE, 0,635, OFFSET, 2,35 (à modifier au besoin). A l'interne, deux cartes sont nécessaires. Sur la carte MLC-A1 026, un court-circuit est installé à la borne « C » afin de permettre un fonctionnement sur une plage maximale de 250mV. Sur la carte MPS1-D 832, un court-circuit est installé à la borne « B, D, F » afin de permettre un fonctionnement de 10 VDC. Puisque la cellule de charge fonctionne avec du 15 VDC, elle perdra donc de la sensibilité (Fig. 3.13). A l'externe, un court-circuit est installé entre les bornes de l'excitation et le contact négatif et de même qu'entre l'excitation et le contact positif.



*Figure 3.13: Amplificateur de marque Hoskin Scientific  
(Modèle : Série Micro-P).*

Le montage (support à fil, bassin de polycarbonate, tête micrométrique, cellule de charge) est placé dans une position stable, dans un contenant hermétique sur une table. Une fois le montage complété, le bassin et la pompe sont remplis de salive artificielle. La pompe est ensuite démarrée pour faire circuler la salive; le niveau de solution est ajusté pour que le montage soit submergé d'au moins 5 mm. Pendant toute l'expérimentation, le thermorégulateur est réglé pour maintenir une température de 37°C dans le bassin. La calibration de la cellule de charge est effectuée.

#### *3.2.5.3 FIXATION DES FILS*

Le fil à tester est déposé dans la rainure des bras du support de façon qu'il soit centré. L'extrémité non coupée du fil doit être placée sur le côté droit du support. Les barres de soutien sont déposées et vissées légèrement avec les doigts sur les bras. Puis, avec l'aide d'un tournevis, les quatre vis sont serrées dans un ordre déterminé jusqu'à ce que l'on ressente une résistance. La fixation est faite de façon à permettre un glissement libre du fil lors de l'application de la charge. Pour les échantillons de diamètre 0,016", la courbure de l'arc était orientée vers le bas. Cette position fut jugée comme la plus stable et évitait au fil de se déplacer lors de l'application de la charge. Les fils 0,016" X 0,022" furent placés dans le sens "Edgewise".

#### *3.2.5.4 EXÉCUTION DES TESTS*

L'adaptateur qui relie la tête micrométrique à la cellule de charge doit être positionné de telle sorte que sa vis d'ajustement soit située à 90° par rapport au support à micromètre.

Le fil étant fixé au montage, on descend l'applicateur de charge et le support de la tête micrométrique près du fil. On inspecte de nouveau la température de la salive artificielle, l'ensemble du montage (rigidité, rectitude, parallélisme). La tête micrométrique est descendue jusqu'à ce que l'afficheur de la cellule de charge nous indique une pression sur le fil. L'afficheur de la tête micrométrique est mis à zéro. Puis, la tête micrométrique est descendue lentement jusqu'à un déplacement de 2 mm. Le chronomètre de marque citizen est déclenché. La valeur exacte du déplacement est notée.

Après une minute, la valeur de la force est prise et le chronomètre est arrêté. La tête micrométrique est relevée jusqu'à ce que l'applicateur ne touche plus au fil. Une période d'attente de 10 secondes est faite pour permettre une stabilisation de la cellule de charge. Puis on redescend la tête micrométrique jusqu'à ce que l'afficheur de la cellule de charge nous indique une pression sur le fil. On reprend en note la valeur absolue du déplacement pour noter la déformation survenant après l'application d'une force d'une période de 1 minute. Puis, on redescend la tête micrométrique lentement jusqu'à un déplacement de 2 mm. On repart le chronomètre pour 4 minutes. On note la valeur exacte du déplacement.

Après 4 minutes, on refait les mêmes étapes. Puis, on réapplique la charge pour 55 minutes. A la fin de cette dernière période, on refait les mêmes étapes puis on enlève le fil du support et une inspection visuelle est faite pour s'assurer que le fil n'a été plié qu'en un endroit.

### ***3.2.6 Analyse***

Les analyses statistiques nécessaires à l'interprétation des résultats sont décrites dans la section 3.3.3.

### 3.3 Sources d'erreurs

Notre étude comportait deux volets: 1) l'étude en fatigue et 2) l'étude en déformation. La méthode pour les essais en fatigue se rapprochait le plus possible de celle employée par le Dr Bernard (1999). Le même protocole fut utilisé pour les tests de cyclage en fatigue des fils étudiés. L'analyse des courbes, avec certaines modifications dues aux propriétés des alliages en titane-molybdène, et le traitement de fichiers furent estimés selon la méthode décrite dans la section 3.1.6.1.

Les tests en déformation ont connu quelques imprévus qui ont été décrits dans la section 3.2.2. Pour diminuer les erreurs de lecture des fils du premier banc d'essai, un second protocole plus rigoureux fut établi en modifiant notamment les objectifs de notre étude.

Ces deux volets peuvent présenter leurs propres sources d'erreurs qui peuvent être reliées à la technique expérimentale (manipulation et instrumentation), au relevé des données, ou à leur analyse et interprétation.

#### *3.3.1 Technique expérimentale*

Le protocole des essais en fatigue et en déformation, adapté au matériel disponible, comportait de nombreuses manipulations expérimentales: la mise en place des montages, la fixation des fils et les changements fréquents des cellules de charge (en fatigue). Le fait d'avoir eu deux techniciens pour accomplir les essais en fatigue ajoute une autre source d'erreur possible. L'ajustement du zéro des appareils de mesure amène, lui aussi, certaines imprécisions additionnelles.

L'instrumentation utilisée amène aussi des sources d'erreurs possibles. En fatigue, du bruit magnétique provenant d'une cellule de charge d'une capacité légèrement trop haute a perturbé la précision des instruments servant à mesurer des forces très faibles (grammes). L'importance de ce phénomène a cependant pu être contrôlée par un filtrage des données recueillies.

L'endroit de rupture des fils fut le même pour tous les échantillons à l'exception du Bendaloy 0,016" x 0,022" où le cyclage complet fut impossible à cause de sa trop grande déformation. Le "TMA colored" a présenté une grande variation du nombre de cycles à la rupture parce qu'il glissait constamment entre les boîtiers. La cause exacte de ce problème pouvait être due à plusieurs facteurs conjugués: la friction inférieure présentée par ce type de fil, la seule ligature élastomérique n'accomplissant pas son travail (maintenir le fil en place), et l'usure excessive des boîtiers augmentant la dimension de leur lumière, suite au grand nombre de cyclages subis.

La forme d'arcade préformée, n'étant pas constante d'une compagnie à l'autre, a pu être une source d'erreurs lors des manipulations autant en fatigue et en déformation.

En déformation, les résultats peuvent aussi présenter une certaine marge d'erreur liée à l'instrumentation. Le montage a été dessiné pour minimiser les erreurs de manipulation. Contrairement aux méthodes utilisées dans les études de Barrowes (1982), Hudgins et al. (1990) et de Wong et al. (1994), ce montage permet une mesure directe de la déformation permanente. Il n'est pas nécessaire de retirer les fils pour pouvoir les mesurer. De cette façon, les risques de déformation dus à la manipulation des fils lors de leur retrait sont éliminés.

L'incertitude des mesures est au total d'environ  $\pm 5$  microns. Elle est due à celle de la tête micrométrique pour un montant de  $\pm 3$  microns et celle de la cellule de charge est évaluée à 0,06 N.

La modification de la température ambiante, par exemple par un courant d'air, est un dernier facteur pouvant modifier la lecture des données de la cellule de charge. Pour éviter cette source d'erreurs possibles, le montage fut mis dans un contenant hermétique.

### ***3.3.2 Relevé des données expérimentales***

Des variations au niveau de la prise des données et des résultats entre sujets peuvent avoir eu lieu en fatigue, par le fait d'avoir eu deux techniciens. Cependant, l'analyse de toutes ces données fut faite par une seule personne selon la méthode décrite dans la section 3.1.6.1. La vérification de la validité des résultats ne s'est pas fait en double aveugle.

### ***3.3.3 Analyse statistique des résultats***

#### *EN FATIGUE*

Une analyse statistique est nécessaire compte tenu des nombreuses sources d'erreurs possibles rencontrées lors des expérimentations. Les moyennes et les écart-types des différents échantillons de fils (0,016" et 0,016" x 0,022") furent calculés pour les variables suivantes: la force (au 1<sup>er</sup>, 100<sup>e</sup>, et 1000<sup>e</sup> cycles), la pente inférieure (au 1<sup>er</sup>, 100<sup>e</sup>, et 1000<sup>e</sup> cycles), la force de rappel au 1<sup>er</sup> cycle (à 1,0 et 1,9 mm), la force de désactivation, la déformation au 1<sup>er</sup> cycle et la rupture. Pour vérifier la validité de nos résultats, on a d'abord employé un test statistique de type Anova (Analyse de Variance) pour mesures répétées à une variable dépendante (force, pente inférieure, force de rappel et force de désactivation) et des variables indépendantes (les cycles, les déplacements et les fils). Les fils étaient considérés comme variables entre sujets et les trois niveaux de cycles (1, 100 et 1000) ou le déplacement (1,0 et 1,9 mm) comme variables intra-sujets. Lorsqu'une interaction statistiquement significative était

trouvée entre les cycles, les déplacements et les fils, un autre test Anova était fait avec une seule variable indépendante (fils) et une variable dépendante (force, pente inférieure, force de rappel et force de désactivation) fait à chacun des cycles pris séparément. Le but était de trouver une différence statistiquement significative globale. Ensuite, une évaluation spécifique pour chaque cycle (1, 100, et 1000) ou déplacement (1,0 et 1,9 mm) fut faite avec l'aide du test Tukey HSD à comparaisons multiples pour la variable étudiée pour déceler les différences statistiquement significatives entre les différents fils. Le seuil de signification statistique fut fixé à  $p < 0,05$ .

La déformation et la rupture furent étudiées avec un test Anova à une variable dépendante (déformation ou rupture) et une variable indépendante (les fils). Le Tukey HSD à comparaisons multiples a complété l'analyse des variables étudiées lorsqu'une différence statistiquement significative globale était observée avec le test Anova. Le seuil de signification était fixé à  $p < 0,05$ .

#### *EN DÉFORMATION*

Les moyennes et les écart-types furent calculés pour les variables suivantes: la force (à 1, 5 et 60 minutes) et la déformation (à 1, 5 et 60 minutes). Pour vérifier la validité de nos résultats, on a d'abord employé un test statistique de type Anova pour mesures répétées à une variable dépendante (force ou déformation) et des variables indépendantes (les fils et le temps). Les fils étaient considérés comme variables entre sujets et les trois niveaux de temps (1, 5 et 60 minutes) comme variables intra-sujets. Lorsqu'une interaction statistiquement significative entre le temps et les fils était trouvée, un autre test Anova était fait avec une seule variable indépendante (fils) et une variable dépendante (force ou déformation) fait à chacun des temps (à 1, 5 et 60 minutes) pris séparément. Le but était de trouver une différence statistiquement significative globale. Puis, une évaluation spécifique pour chaque temps (1, 5 et 60

minutes) fut faite avec l'aide du test Tukey HSD à comparaisons multiples pour la variable étudiée (force ou déformation) afin de déceler les différences statistiquement significatives entre les différents fils. Le seuil de signification statistique fut fixé à  $p < 0,05$ .

L'analyse statistique de la déformation fut poussée davantage en calculant les moyennes et les écart types de la variable suivante: l'augmentation de la déformation entre les périodes de 1 à 5 minutes ainsi que celles de 5 à 60 minutes.

Un test Anova pour mesures répétées avec deux variables indépendantes (fils, périodes de temps) et une variable dépendante (augmentation de la déformation) fut entreprise pour vérifier la validité des résultats. Comme une interaction statistiquement significative fut trouvée entre les fils ronds et rectangulaires et les périodes de temps, un autre test Anova avec une seule variable indépendante (fils) et une variable dépendante (augmentation de la déformation) fut fait. Le but était de trouver une différence statistiquement significative globale. Puis, un test de Tukey HSD à comparaisons multiples pour la variable étudiée fut fait pour déceler les différences statistiquement significatives entre les différents fils. Enfin, un test t de Student fut utilisé pour chaque type de fils afin de déceler si la plus grande déformation se produisait entre les périodes de 1 à 5 minutes ou de 5 à 60 minutes. Le seuil de signification statistique fut fixé à  $p < 0,05$  pour tous les tests.

**CHAPITRE QUATRE**

**RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX**

## 4. RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX

---

### 4.1 Traitements des résultats

#### *4.1.1 Traitement des résultats en fatigue*

Le traitement des résultats en fatigue s'est fait de la même façon que dans l'étude de Bernard (1999) . Le système d'acquisition des données a recueilli et classé de façon sommaire les résultats de chacun des tests effectués. Ensuite, le logiciel Excel a servi au traitement de ces résultats bruts pour s'assurer de l'uniformité et de la validité des données à analyser. La même méthodologie a été utilisée pour tous les fichiers de chacun des tests, à savoir, corriger les décalages lors du lancement de l'acquisition de données (offsets). Un filtrage fut réalisé en calculant des moyennes par groupe de 15 données lors des caractérisations. Ce filtrage a permis d'éliminer une bonne partie des variations dues aux bruits magnétiques ou autres. Les résultats obtenus furent compilés sous forme de tableaux et graphiques. Enfin, une inspection rigoureuse de ces derniers a permis l'élimination de certaines données jugées non représentatives du comportement des fils testés.

Les résultats furent recueillis aux fins d'analyses statistiques. Les courbes comportant des anomalies importantes, en raison du bruit magnétique, furent éliminées.

#### *4.1.2 Traitement des résultats en déformation*

Les données ont été compilées et classées visuellement et manuellement. A l'aide du logiciel Microsoft Excel, les résultats de chaque groupe furent entrés et les moyennes et les écart-types calculés. Les résultats obtenus furent analysés de manière statistique.

## 4.2 Présentation des résultats

Les résultats obtenus sont présentés, dans les pages qui suivent, sous forme de tableaux et d'histogrammes. Les tableaux sont présentés dans ce chapitre et les histogrammes, dans le chapitre 5, pour faciliter la compréhension du texte lors de sa lecture.

Trois parties importantes composent la présentation des résultats des fils étudiés:

- L'évaluation et l'analyse des résultats obtenus lors du cyclage en fatigue des fils en titane-molybdène et en TiMolium.
- L'évaluation et l'analyse des courbes résultant des acquisitions de données faites aux cycles un (1), cent (100) et mille (1000). La méthode d'analyse fut décrite dans le chapitre précédent.
- L'évaluation et l'analyse des résultats des tests en déformation des fils en titane-molybdène, en TiMolium et en acier inoxydable.

### 4.2.1 Tests de résistance en fatigue

Les tableaux suivants (Tableaux XI et XII, p.84) présentent la totalité des résultats obtenus lors des tests en fatigue effectués à une fréquence de 3 Hz pour un cyclage à une déflexion de 2 mm. Ils indiquent les échantillons utilisés, leur quantité, le nombre moyen de cycles et le rapport entre l'écart-type et la moyenne qui nous donne le pourcentage de variation.

#### *Note:*

- 1- L'endroit de rupture de tous les fils fut au centre.
- 2- Le Bendaloy 0,016" X 0,022" n'a pas été testé jusqu'à la rupture parce qu'il avait trop déformé. Il ne figure donc pas dans le tableau XII.

<i>Echantillon</i>	<i>Quantité</i>	<i>Nombre moyen de cycles à la rupture</i>	<i>Ecart-type/Moyenne</i>
Bendaloy	8	3526 ± 588	17%
Resolve	10	2125 ± 181	9%
TMA	10	2374 ± 190	8%
TMA "colored"	10	2167 ± 1048	48%

*Tableau XI: Tableau représentant le nombre moyen de cycles à la rupture pour les fils de dimension 0,016".*

<i>Echantillon</i>	<i>Quantité</i>	<i>Nombre moyen de cycles à la rupture</i>	<i>Ecart-type/Moyenne</i>
Beta III	10	2460 ± 168	7%
Resolve	10	2761 ± 211	8%
TMA	10	1519 ± 182	12%
TMA "ionguard"	8	1660 ± 412	25%
TiMolium	10	2881 ± 252	9%

*Tableau XII: Tableau représentant le nombre moyen de cycles à la rupture pour les fils 0,016" X 0,022".*

#### 4.2.2 Résultats des propriétés des fils lors des essais en fatigue

Echantillon	Nombre	Force (N)	Pente INF (N/mm)	$F_{1,9}$ (N)	$F_{1,0}$ (N)	* $F_{1,9}-F_{1,0}$ (N)	Déformation permanente (mm)
Bendaloy	10	4,71± 0,24	2,26± 0,28	3,18± 0,34	0,99± 0,11	2,19± 0,29	0,56± 0,05
Resolve	10	7,08± 0,21	3,48± 0,14	5,37± 0,21	1,43± 0,07	3,94± 0,22	0,64± 0,03
TMA	10	6,07± 0,67	1,90± 0,27	4,21± 0,46	2,94± 0,69	1,27± 0,78	0,13± 0,05
TMA "colored"	9	4,55± 0,45	1,74± 0,35	3,28± 0,36	1,63± 0,18	1,66± 0,22	0,15± 0,07
Tru Arch	10	7,36± 0,05	3,40± 0,04	6,07± 0,14	1,90± 0,04	4,18± 0,16	0,50± 0,01

Tableau XIII: Propriétés de la caractérisation au 1<sup>er</sup> cycle. Essais en fatigue avec 2 mm de déflexion pour les fils 0,016".

Echantillon	Nombre	Force (N)	Pente INF (N/mm)	$F_{1,9}$ (N)	$F_{1,0}$ (N)	* $F_{1,9}-F_{1,0}$ (N)	Déformation permanente (mm)
Bendaloy	10	12,49 ± 0,42	8,22 ± 3,09	7,89 ± 0,44	1,80 ± 0,91	6,09 ± 0,89	0,77 ± 0,27
Beta III	10	11,28 ± 1,06	3,45 ± 0,28	6,56 ± 0,26	2,82 ± 0,14	3,74 ± 0,25	0,30 ± 0,08
Resolve	10	11,69 ± 0,60	4,40 ± 0,49	9,15 ± 0,31	2,87 ± 0,23	6,28 ± 0,41	0,35 ± 0,03
TiMolium	10	13,62 ± 0,47	8,37 ± 0,65	10,27± 0,38	1,07 ± 0,30	9,20 ± 0,57	0,89 ± 0,05
TMA	10	13,99 ± 0,79	5,64 ± 0,48	9,93 ± 0,94	4,16 ± 0,26	5,77 ± 0,82	0,28 ± 0,02
TMA "ionguard"	10	15,66 ± 1,66	6,17 ± 0,76	10,48 ± 0,90	4,11 ± 0,53	6,37 ± 0,47	0,30 ± 0,03
Tru Arch	10	24,24 ± 0,46	16,56± 2,76	16,94 ± 0,78	1,97 ± 0,32	14,97 ± 0,58	0,84 ± 0,04

Tableau XIV: Propriétés de la caractérisation au 1<sup>er</sup> cycle. Essais en fatigue avec 2 mm de déflexion pour les fils 0,016" X 0,022".

**Note:**

- Les fils en acier inoxydable (Tru Arch) furent caractérisés seulement au premier cycle pour comparaison.
- \*  $F_{1,9} - F_{1,0}$  = Force de désactivation.

Au 100<sup>e</sup> et 1000<sup>e</sup> cycle, les données retenues des caractérisations sont: la force lors de l'application de la charge, et la pente inférieure (ou courbe de désactivation).

<i>Echantillons</i>	<i>Nombre</i>	<i>Force (N)</i>	<i>Pente INF (N/mm)</i>
Bendaloy	10	5,64± 0,45	1,92± 0,20
Resolve	10	7,89± 0,17	3,31± 0,17
TMA	10	6,49± 0,59	1,88± 0,27
TMA "colored"	9	5,29± 0,39	1,63± 0,17

*Tableau XV: Propriétés lors de la caractérisation au 100<sup>e</sup> cycle. Essais en fatigue avec 2 mm de déflexion pour les fils 0,016".*

<i>Echantillons</i>	<i>Nombre</i>	<i>Force (N)</i>	<i>Pente INF (N/mm)</i>
Bendaloy*	10	F > 20	65,39±26,12
Beta III	10	12,77±0,59	3,31± 0,36
Resolve	10	13,14±0,76	5,17± 0,58
TiMolium	10	14,80±0,54	9,38± 1,23
TMA	10	14,91±0,71	6,24± 0,78
TMA "ionguard"	10	17,60±1,44	5,83± 0,70

*Tableau XVI: Propriétés lors de la caractérisation au 100<sup>e</sup> cycle. Essais en fatigue avec 2 mm de déflexion pour les fils 0,016" X 0,022".*

**Notes:**

\* Une lecture adéquate de la force appliquée sur ces fils fut impossible à faire car elle dépassait la limite de 20 N.

<i>Echantillons</i>	<i>Nombre</i>	<i>Force (N)</i>	<i>Pente INF (N/mm)</i>
Bendaloy	7	5,71± 0,72	1,84± 0,33
Resolve	10	8,41± 0,28	3,06± 0,19
TMA	10	6,40± 0,85	1,59± 0,36
TMA "colored"	9	5,68± 0,24	1,59± 0,21

*Tableau XVII: Propriétés lors de la caractérisation au 1000<sup>e</sup> cycle. Essais en fatigue avec 2 mm de déflexion pour les fils 0,016".*

<i>Echantillons</i>	<i>Nombre</i>	<i>Force (N)</i>	<i>Pente INF (N/mm)</i>
Bendaloy*			
Beta III	10	13,11±0,87	2,82± 0,69
Resolve	10	12,57±0,87	4,71± 0,32
TiMolium	10	14,11±1,25	8,57± 0,77
TMA	10	15,49±0,59	5,96± 0,51
TMA "ionguard"***	7/8	18,62±1,15 (N=7)	5,62± 1,80 (N=8)

*Tableau XVIII: Propriétés lors de la caractérisation au 1000<sup>e</sup> cycle. Essais en fatigue avec 2 mm de déflexion pour les fils 0,016" X 0,022".*

**Note:**

\* Les valeurs de ce fil furent impossibles à mesurer car il était trop déformé.

\*\* Le nombre d'échantillons pour la force appliquée au 1000<sup>e</sup> cycle était de 7, mais il était de 8 pour l'évaluation des pentes inférieures.

#### 4.2.3 Courbes de la force en fonction du déplacement des fils testés

Les courbes d'hystérèse les plus représentatives des cycles 1, 100 et 1000 des fils étudiés sont présentées dans cette section. Elles représentent les courbes de la force en fonction du déplacement.

#### Fils 0,016"

Figure 4.1:  
*Tru Arch 1<sup>er</sup> cycle*

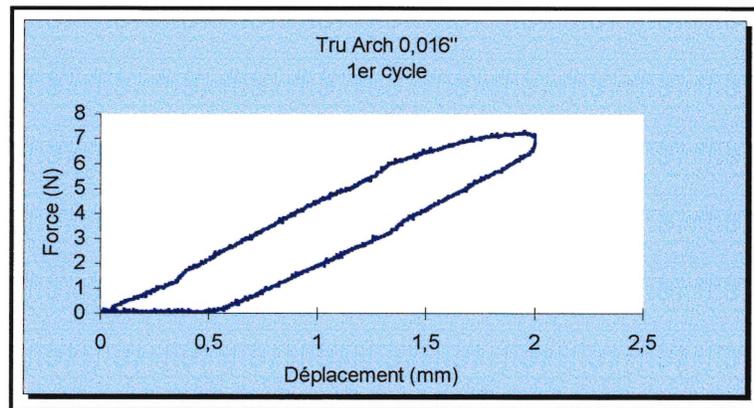


Figure 4.2:

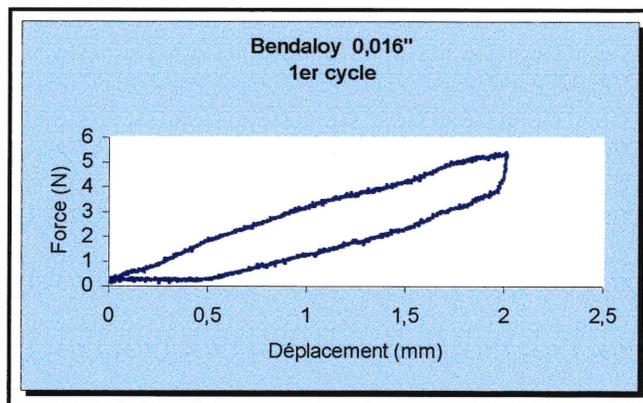
*Bendaloy 1<sup>er</sup> cycle*

Figure 4.3:

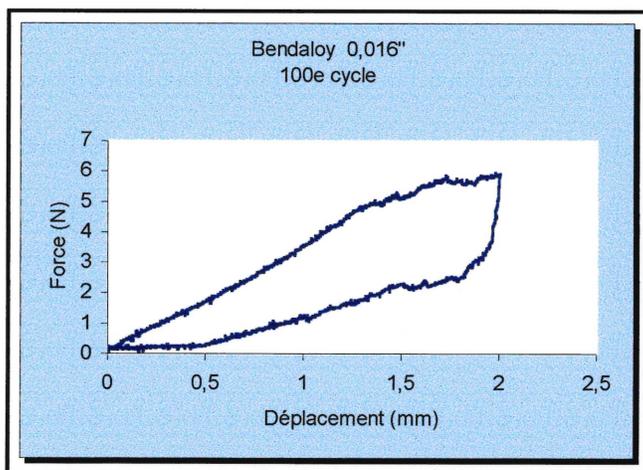
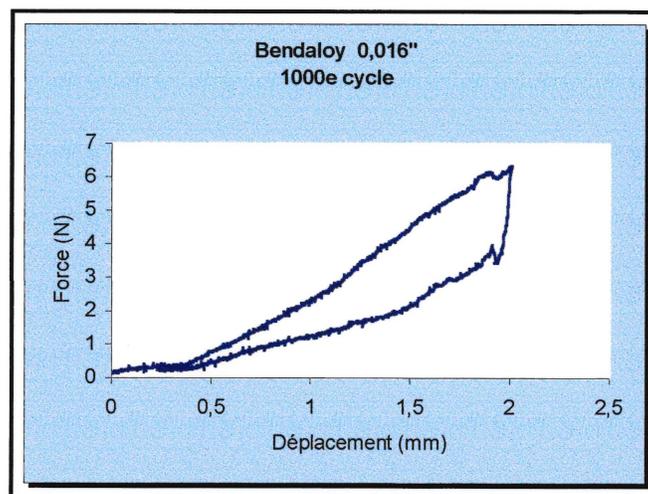
*Bendaloy 100<sup>e</sup> cycle*

Figure 4.4:

*Bendaloy 1000<sup>e</sup> cycle*

Très grande variabilité dans la forme des graphiques au 1000<sup>e</sup> cycle.

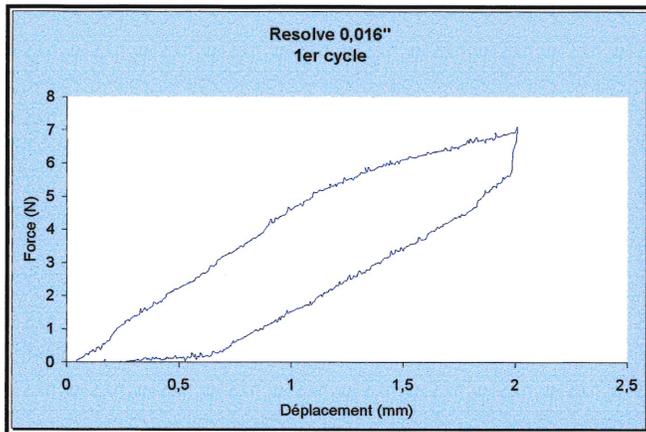


Figure 4.5:  
Resolve 1<sup>er</sup> cycle

Figure 4.6:  
Resolve 100<sup>e</sup> cycle

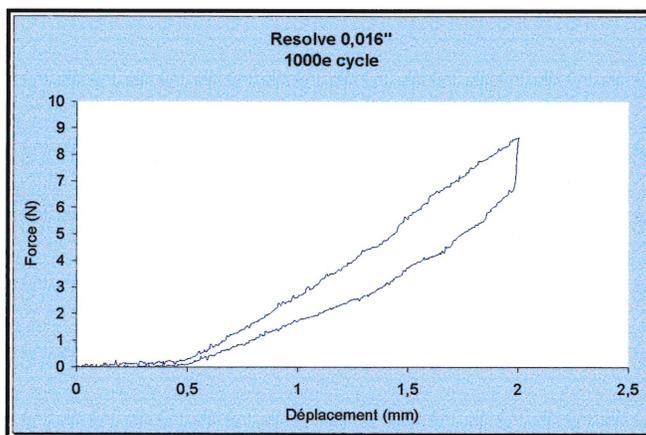
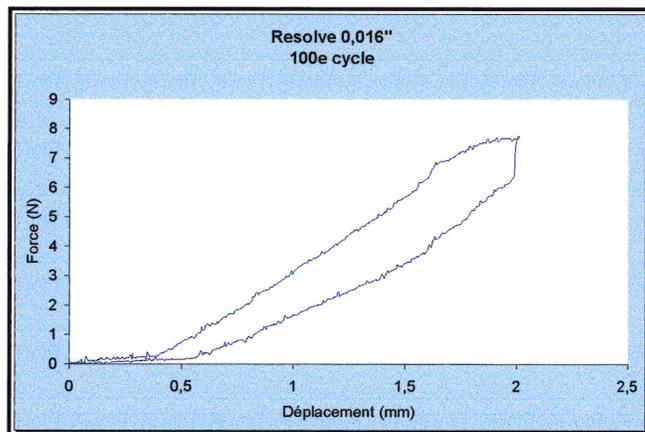


Figure 4.7:  
Resolve 1000<sup>e</sup> cycle

Figure 4.8:  
TMA 1<sup>er</sup> cycle

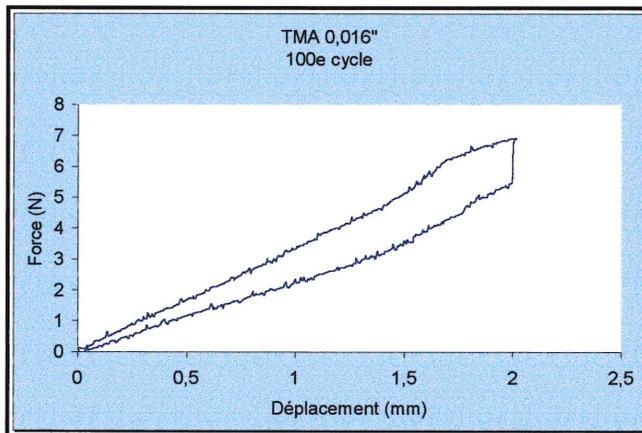
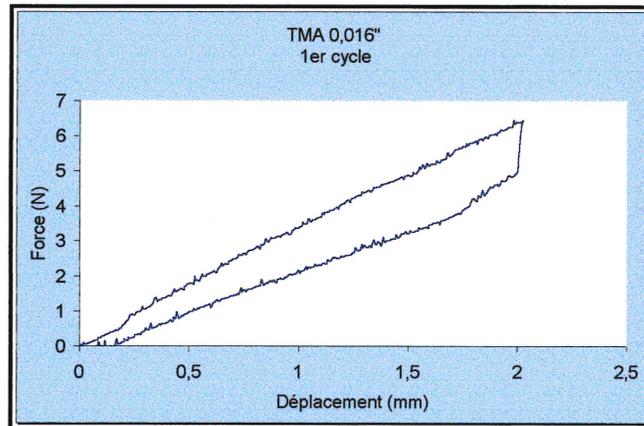
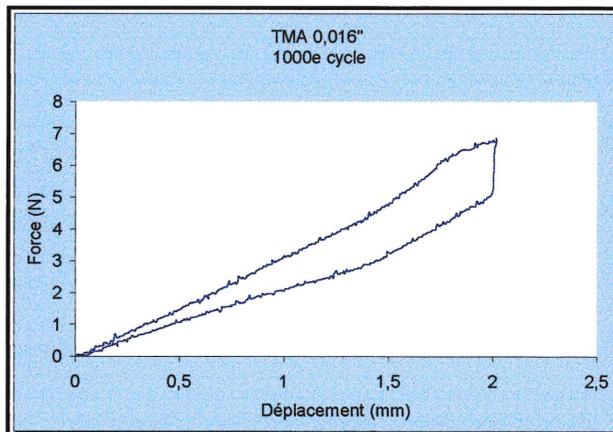


Figure 4.9:  
TMA 100<sup>e</sup> cycle

Figure 4.10:  
TMA 1000<sup>e</sup> cycle



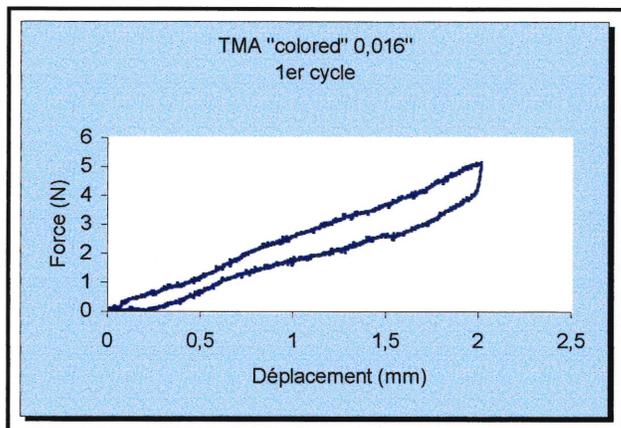


Figure 4.11:  
TMA "colored" 1<sup>er</sup> cycle

Figure 4.12:  
TMA "colored" 100<sup>e</sup> cycle

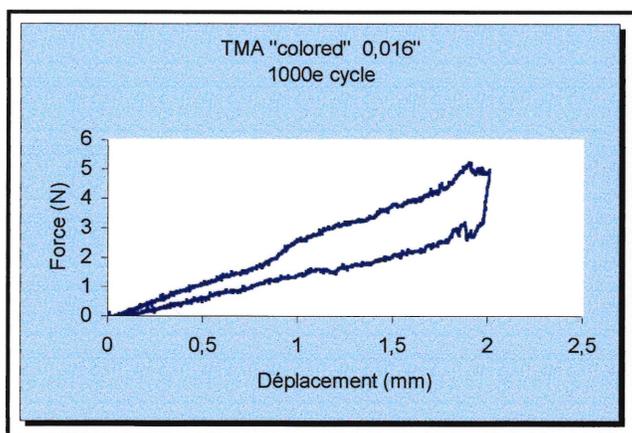
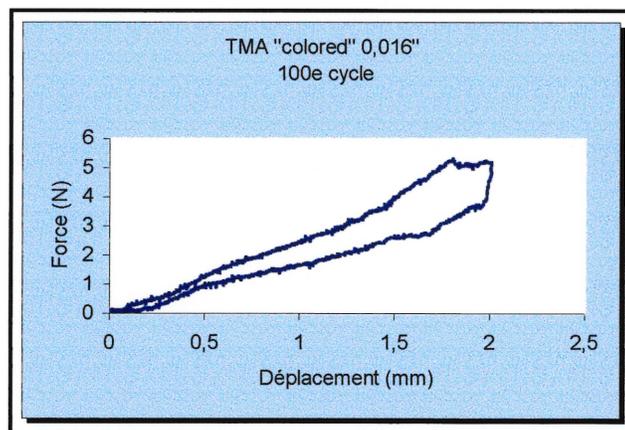


Figure 4.13:  
TMA "colored" 1000<sup>e</sup> cycle

### Fils 0,016" X 0,022"

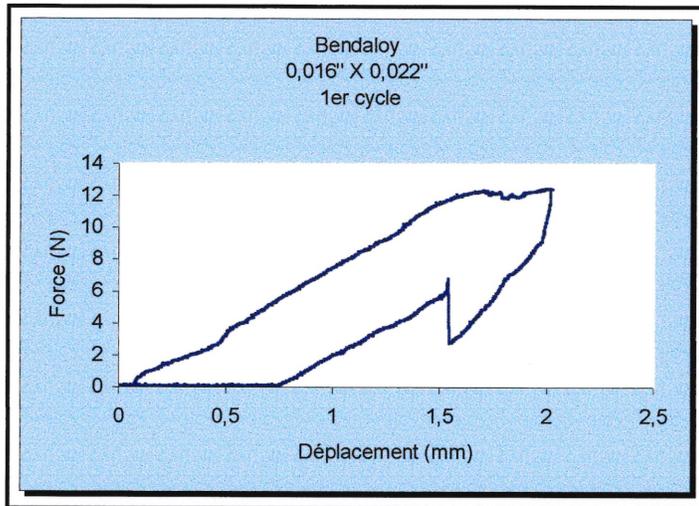


Figure 4.14:  
Bendaloy 1<sup>er</sup> cycle

Note: Il n'y a que les échantillons 4 et 10 qui ont présenté une courbe normale.

Figure 4.15:  
Bendaloy 100<sup>e</sup> cycle

Note:

Il fut impossible de continuer le cyclage jusqu'au 1000<sup>e</sup> cycle car ces échantillons étaient trop déformés.

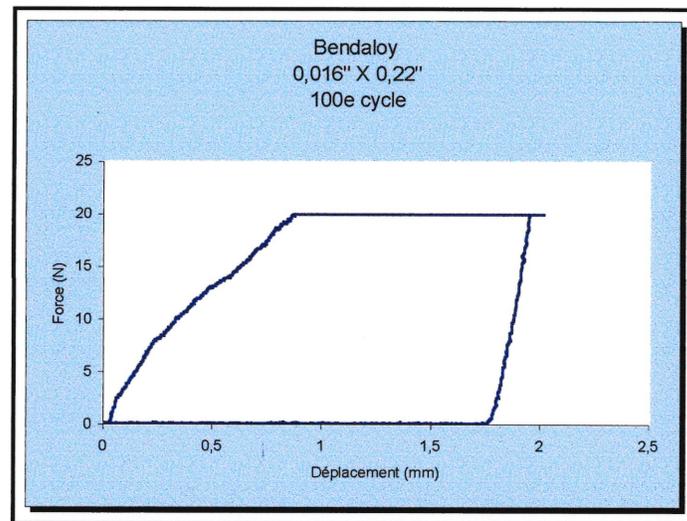


Figure 4.16:  
Beta III 1<sup>er</sup> cycle

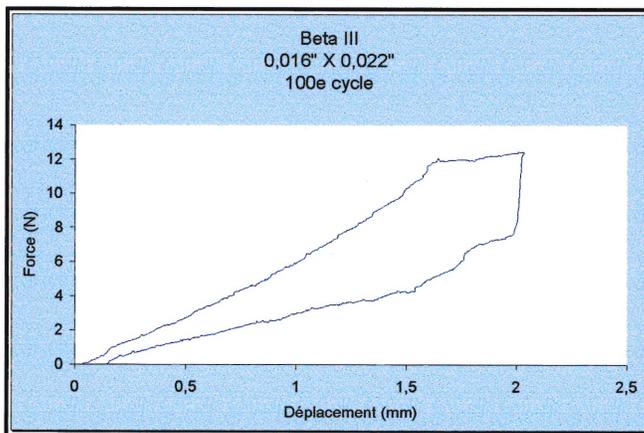
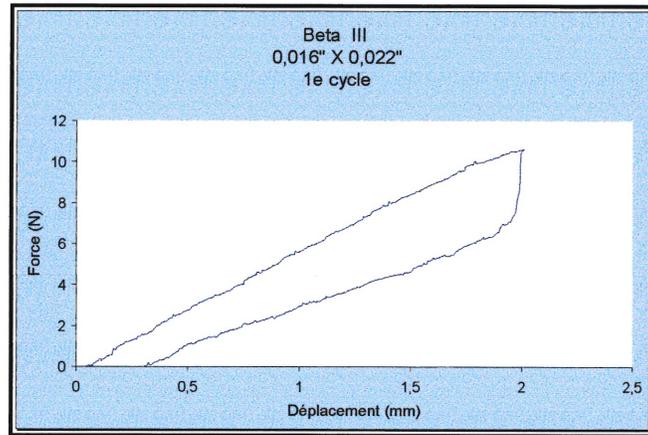


Figure 4.17:  
Beta III 100<sup>e</sup> cycle

Figure 4.18:  
Beta III 1000<sup>e</sup> cycle

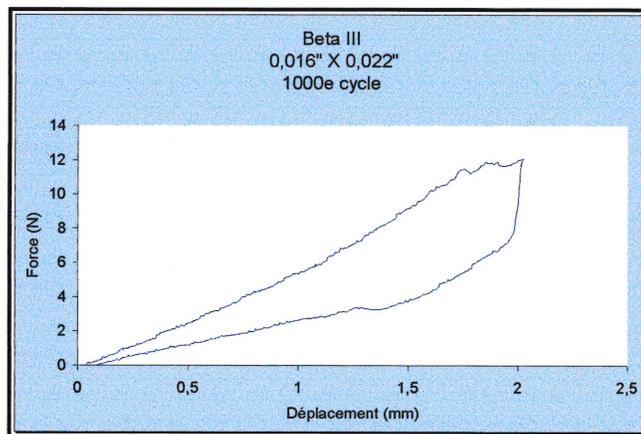


Figure 4.19:  
Resolve 1<sup>er</sup> cycle

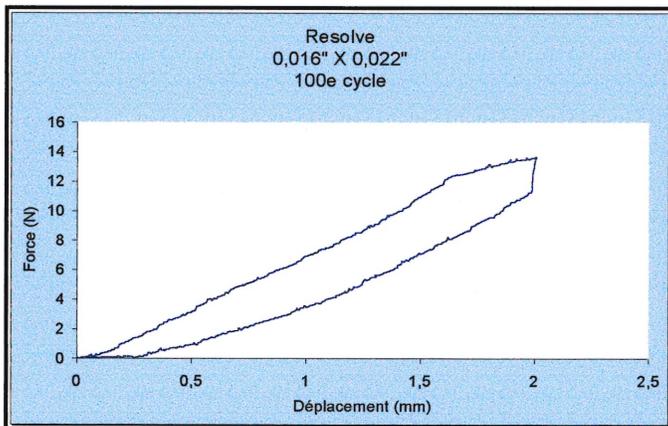
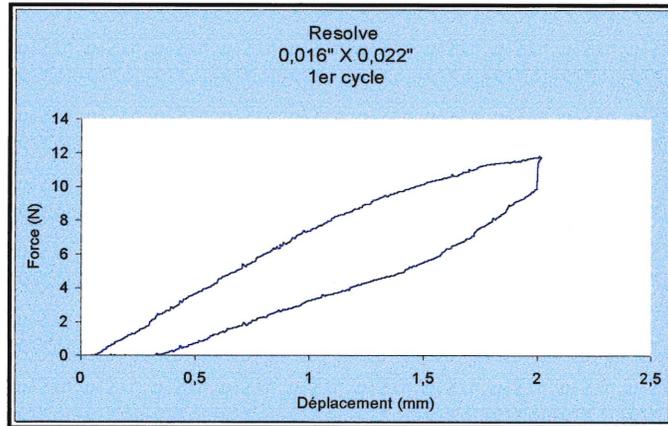
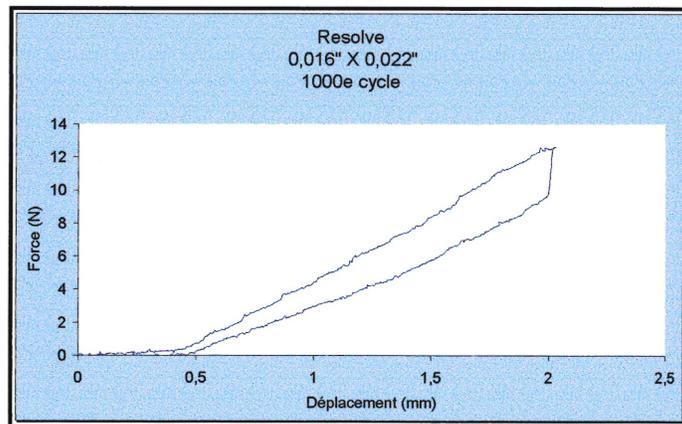


Figure 4.20:  
Resolve 100<sup>e</sup> cycle

Figure 4.21:  
Resolve 1000<sup>e</sup> cycle



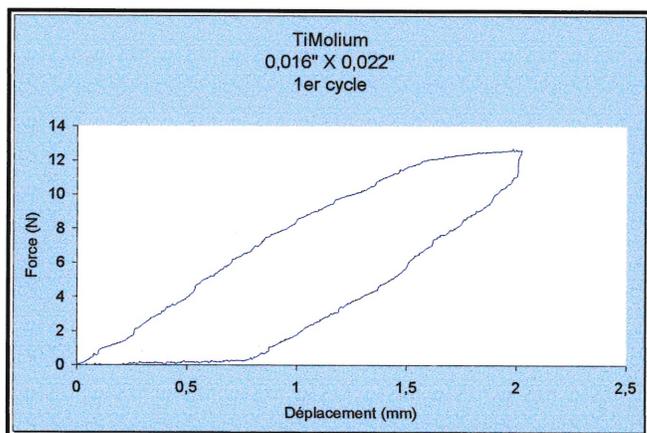


Figure 4.22:  
TiMolium 1<sup>er</sup> cycle

Figure 4.23:  
TiMolium 100<sup>e</sup> cycle

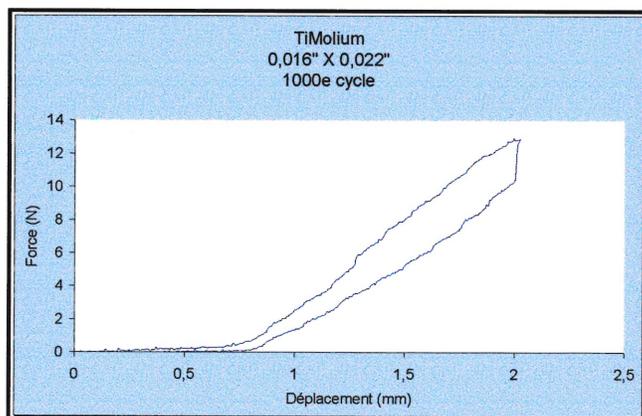
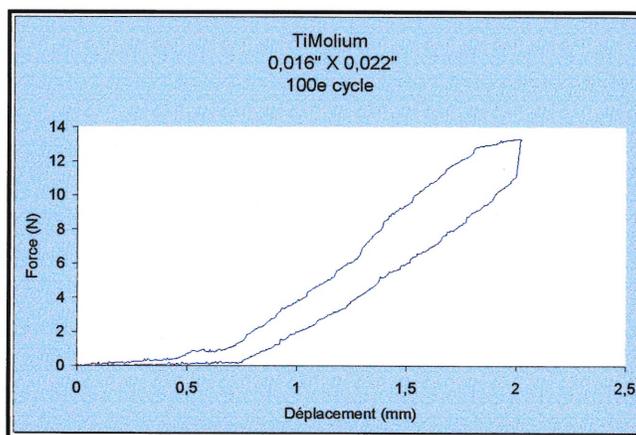


Figure 4.24:  
TiMolium 1000<sup>e</sup> cycle

Figure 4.25:  
TMA 1<sup>er</sup> cycle

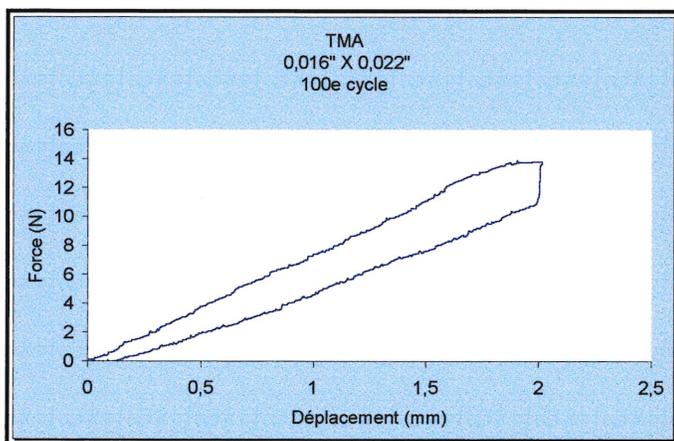
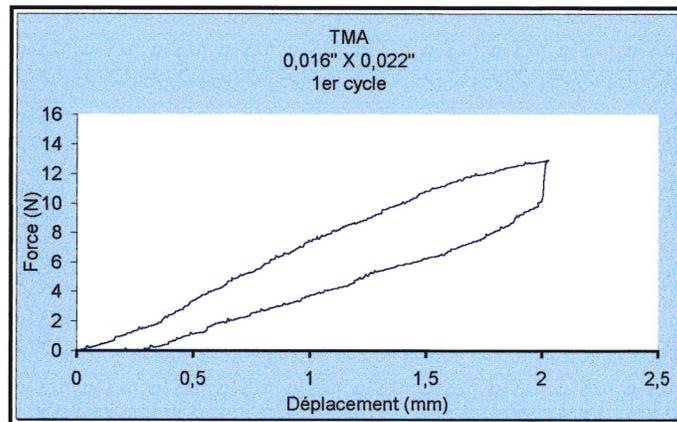
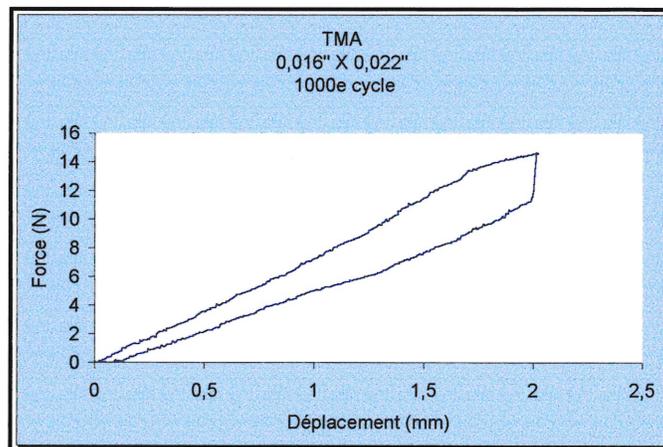


Figure 4.26:  
TMA 100<sup>e</sup> cycle

Figure 4.27:  
TMA 1000<sup>e</sup> cycle



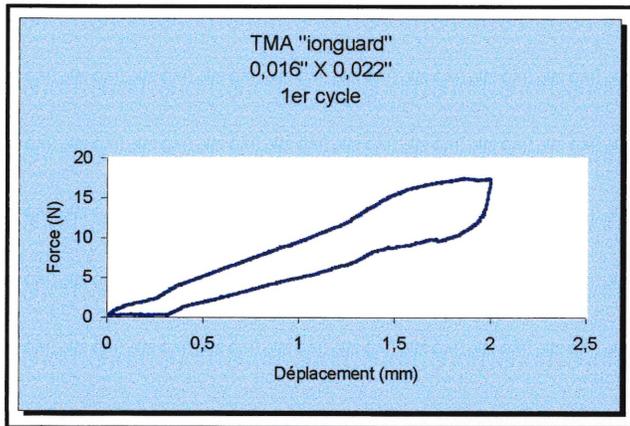


Figure 4.28:

TMA "ionguard" 1<sup>er</sup> cycle

Figure 4.29:

TMA "ionguard" 100<sup>e</sup> cycle

Note:

Les échantillons 5 et 10 présentent des artéfacts au niveau de leur pente inférieure.

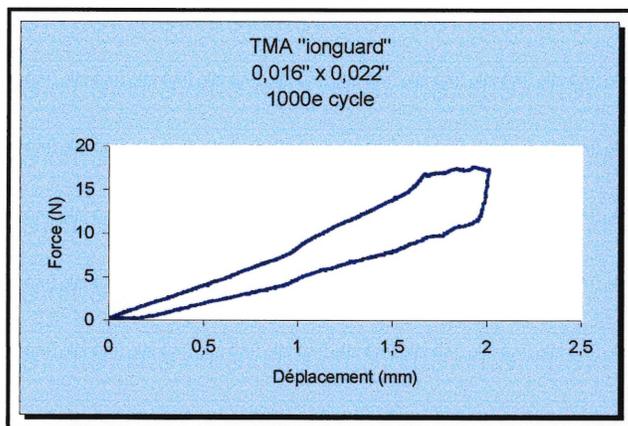
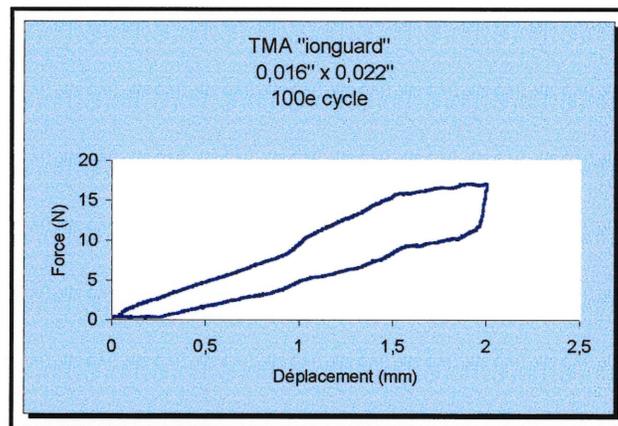


Figure 4.30:

TMA "ionguard" 1000<sup>e</sup> cycle

Note:

Beaucoup de variabilité dans la forme des courbes. L'échantillon 10 a un artéfact dans la pente inférieure semblable à celui retrouvé dans le Tru Arch. A ce cyclage, l'échantillon 1 présente une pente inférieure très faible et sa force avait aussi chuté dramatiquement. D'ailleurs, il a rupturé deux cycles plus tard (à 1002 cycles).

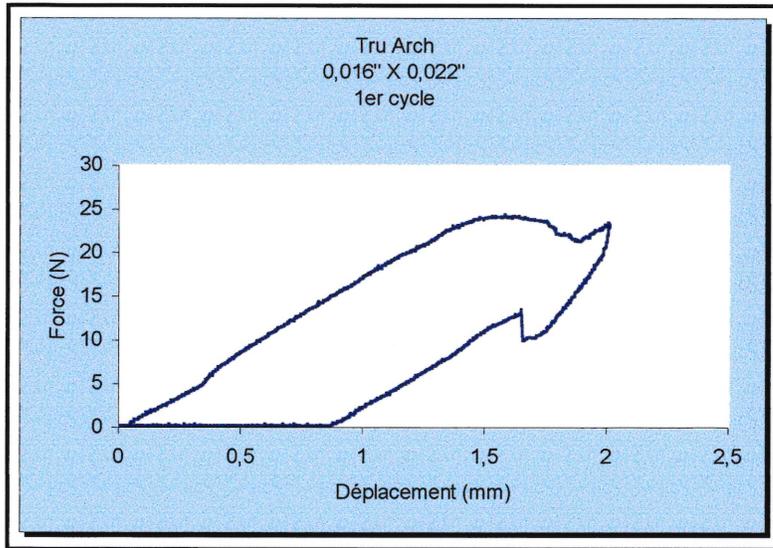


Figure 4.31:

*Tru Arch 1<sup>er</sup> cycle*

#### 4.2.4 Tests en déformation

Les tableaux qui suivent sont les résultats des tests en déformation des fils en titane-molybdène, en TiMolium et en acier inoxydable suite à l'application d'une charge (en newton) lors d'une déflexion de 2 mm prise à différents intervalles de temps (1, 5 et 60 minutes).

Echantillon	1 minute		5 minutes		60 minutes	
	Force (N)	Défor. (mm)	Force (N)	Défor. (mm)	Force (N)	Défor. (mm)
Bendaloy	9,20 ± 0,68	0,70 ± 0,01	9,29 ± 0,71	0,75 ± 0,01	9,47 ± 0,28	0,78 ± 0,02
Resolve	7,89 ± 0,49	0,50 ± 0,05	8,24 ± 0,51	0,52 ± 0,06	7,95 ± 0,81	0,54 ± 0,06
TMA*	8,26 ± 0,44	0,16 ± 0,02	8,60 ± 0,39	0,19 ± 0,03	8,90 ± 0,51	0,23 ± 0,03
TMA"colored"	7,42 ± 0,53	0,10 ± 0,02	8,11 ± 0,41	0,13 ± 0,02	7,66 ± 0,57	0,16 ± 0,02
Tru Arch	13,76 ± 0,55	0,69 ± 0,03	12,95 ± 0,42	0,74 ± 0,03	12,86 ± 0,72	0,77 ± 0,02

Tableau XIX: Tableau représentant la déformation subie par des fils 0,016" lors de l'application d'une force (N) sur une distance de 2 mm en fonction du temps.

**Note:**

\* Un échantillon a été rejeté.

<i>Echantillon</i>	<i>1 minute</i>		<i>5 minutes</i>		<i>60 minutes</i>	
	<i>Force (N)</i>	<i>Défor. (mm)</i>	<i>Force (N)</i>	<i>Défor. (mm)</i>	<i>Force (N)</i>	<i>Défor. (mm)</i>
Bendaloy	15,27±1,73	0,53±0,03	15,24±1,68	0,57±0,03	14,87±1,53	0,61±0,03
Beta III	23,08±1,05	0,37±0,02	23,87±0,86	0,42±0,02	23,30±0,85	0,48±0,02
Resolve	20,02±0,85	0,31±0,01	20,92±1,27	0,36±0,01	20,13±1,21	0,41±0,02
TiMolium*	20,19±0,79	0,83±0,01	20,09±0,80	0,88±0,02	19,89±0,56	0,91±0,02
TMA	26,01±1,93	0,26±0,04	26,29±2,03	0,31±0,03	25,70±1,55	0,36±0,03
TMA "ionguard"	22,55±1,23	0,23±0,03	23,75±1,27	0,28±0,03	22,89±1,64	0,34±0,03
Tru Arch	28,41±1,42	0,74±0,04	27,49±1,83	0,78±0,05	27,89±0,99	0,82±0,04

*Tableau XX: Tableau représentant la déformation subie par des fils 0,016" X 0,022" lors de l'application d'une force (N) sur une distance de 2 mm en fonction du temps.*

**Note:**

\* Un fil a été rejeté au niveau de la force.

**CHAPITRE CINQ**

**DESCRIPTION DES RÉSULTATS**

## 5. DESCRIPTION DES RÉSULTATS

---

Ce chapitre décrit selon les méthodes d'analyses statistiques de la section 3.3.3 les résultats expérimentaux présentés dans le chapitre 4.

### 5.1 Analyse en fatigue

#### 5.1.1. Fils 0,016"

##### 5.1.1.1 ANALYSE DE LA CHARGE (Figure 5.1, p.104)

A chacun des cycles étudiés (1, 100 et 1000), la force appliquée pour accomplir une déflexion de 2 mm était, par ordre décroissant des fils: le Tru Arch, le Resolve, le TMA, le Bendaloy, et le TMA "colored". Il faut rappeler que le Tru Arch ne fut testé qu'au premier cycle.

Une interaction ( $F[6,64]= 6,619$ ;  $p<0,001$ ) fut trouvée entre l'effet du cyclage (à 1, 100, et 1000 cycles) sur la force appliquée et les 5 types de fils comparés. Pour vérifier cette interaction et voir l'effet de celle-ci à chacun des cycles, une analyse plus poussée fut faite avec l'aide d'un test Anova à une variable indépendante (fils) et d'un test de Tukey HSD à comparaisons multiples.

Au 1er cycle, une différence statistiquement significative ( $F[4,44]=110,316$ ;  $p<0,001$ ) fut trouvée entre les 5 types de fils comparés après l'application de la force. Le test de Tukey a démontré que le Tru Arch et le Resolve avaient des valeurs de force supérieures ( $p< 0,001$ ) par rapport à tous les autres fils bien qu'entre eux, il n'y avait aucune différence statistiquement significative ( $p= 0,484$ ). Le TMA "colored" et le Bendaloy n'avaient pas de différences statistiquement significatives ( $p=0,887$ ) entre eux.

Au 100<sup>e</sup> cycle, une différence statistiquement significative fut trouvée entre les 4 types de fils comparés ( $F[3,35]=70,775$ ;  $p<0,001$ ) après l'application de la force. Le Resolve a présenté une valeur de force supérieure ( $p<0,001$ ). Aucune différence statistiquement significative ne fut notée entre le TMA "colored" et le Bendaloy ( $p=0,302$ ).

Au 1000<sup>e</sup> cycle, une différence statistiquement significative fut observée entre les 4 types de fils pouvant être comparés ( $F[3,32]=46,043$ ;  $p<0,001$ ) après l'application de la force. Le Resolve a présenté une valeur de force supérieure ( $p<0,001$ ). Le TMA, le Bendaloy et le TMA "colored" n'ont pas présenté de différences statistiquement significatives entre eux ( $p>0,05$ ).

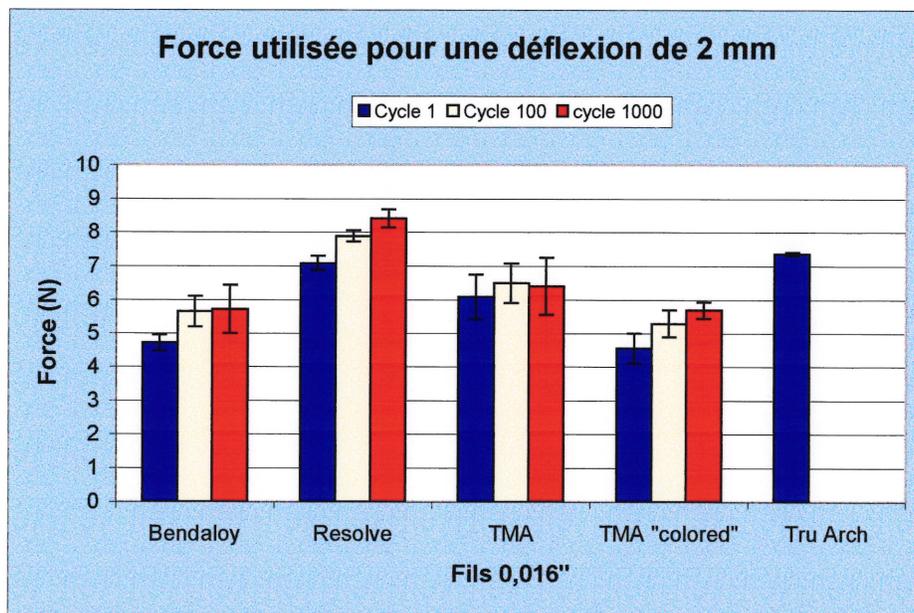


Figure 5.1: Histogramme de la force appliquée. Fils 0,016".

#### 5.1.1.2 ANALYSE DE LA FORCE DE RAPPEL (Figure 5.2, p. 105)

La force de rappel fut étudiée sur la courbe de désactivation au 1<sup>er</sup> cycle seulement. Cette mesure nous donne l'idée de la force d'un fil suite à son engagement dans un boîtier. Le déplacement dentaire est provoqué par cette force.

Une interaction fut trouvée ( $F[4,45]=109,822$ ;  $p<0,001$ ) entre la force de rappel et les 5 types de fils testés. L'ordre des fils au niveau de la force de rappel à 1,9 mm n'était pas le même qu'à 1,0 mm. Au déplacement de 1,9 mm, une différence statistiquement significative fut trouvée entre les 5 types de fils comparés ( $F[4,45]=157,728$ ;  $p<0,001$ ) et la force de rappel. Elle était, par ordre décroissant des fils: le Tru Arch, le Resolve, le TMA, le "TMA colored" et le Bentaloy. Le test de Tukey a permis de trouver une différence statistiquement significative entre eux ( $p<0,001$ ) à l'exception du "TMA colored" et du Bentaloy ( $p=0,954$ ).

Au déplacement de 1,0 mm, une différence statistiquement significative fut observée entre les 5 types de fils comparés ( $F[4,45]=50,838$ ;  $p<0,001$ ) et la force de rappel. Le TMA présentait la force la plus élevée ( $p<0,001$ ). Il était suivi du Tru Arch, du "TMA colored", du Resolve et du Bentaloy. Tous ont présenté une différence statistiquement significative entre eux ( $p<0,05$ ) à l'exception du Tru Arch et du "TMA colored" ( $p=0,354$ ) ainsi que du Resolve et du TMA colored ( $p=0,660$ ).

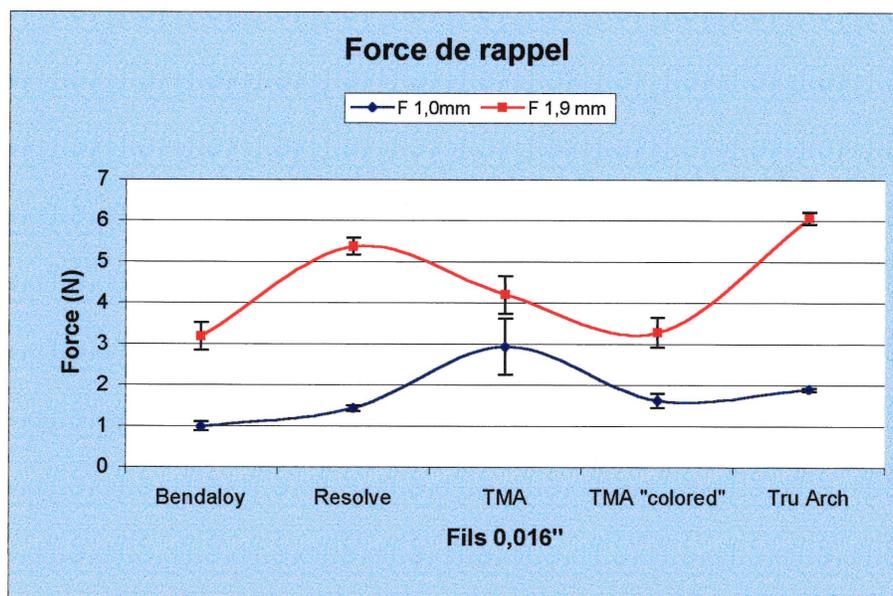


Figure 5.2: Histogramme des forces de rappel à 1,9 mm et 1,0 mm. Fils 0,016".

En examinant la figure 5.2, on peut observer que la force de rappel du TMA et du TMA "colored" présentent les plus faibles écarts entre les déplacements de 1,9 mm et de 1,0 mm. La figure 5.3 représente cette différence entre la force de rappel à 1,9 mm et 1,0 mm.

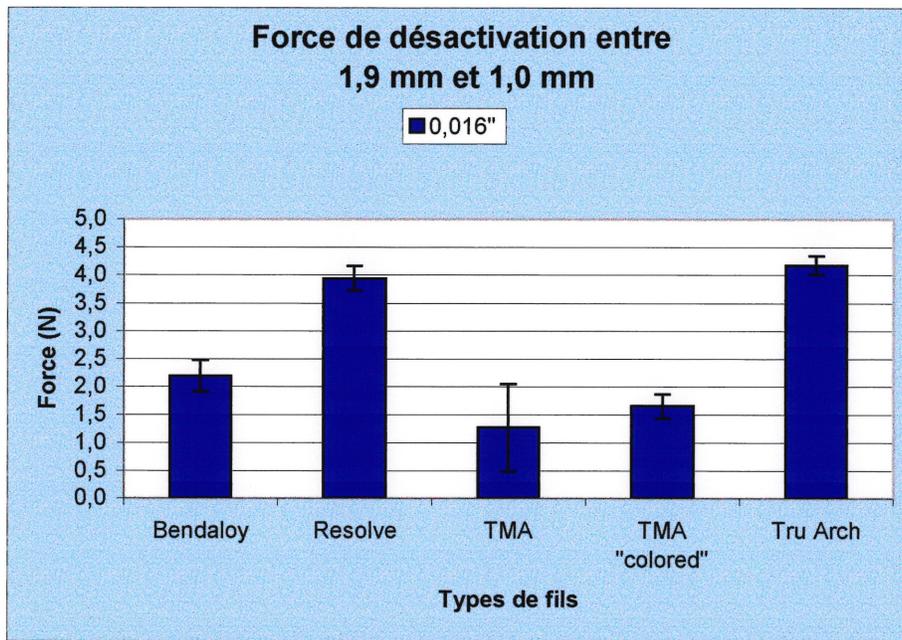


Figure 5.3: Histogramme de la force de désactivation. Fils 0,016".

Une différence statistiquement significative fut trouvée entre les forces de désactivation ( $F[4,45]=109,822$ ;  $p<0,001$ ). Aucune différence statistiquement significative ( $p=0,215$ ) ne fut trouvée par le test de Tukey entre le TMA (1,27 N) et le TMA "colored" (1,65 N). Ces deux fils présentaient une force de désactivation inférieure ( $p<0,05$ ) à celles des autres fils. Aucune différence statistiquement significative ( $p=0,685$ ) ne fut observée entre le Resolve (3,94 N) et le Tru Arch (4,17 N). Avec une force de désactivation de 2,19 N, le Bendaloy présentait une différence statistiquement significative ( $p<0,05$ ) avec tous les autres fils.

### 5.1.1.3 ANALYSE DE LA PENTE DE LA COURBE DE DÉSACTIVATION (Figure 5.4, p. 108)

Une interaction ( $F[6,66]= 1,6245$ ;  $p<0,001$ ) fut trouvée entre la pente de la courbe de désactivation (à 1, 100 et 1000 cycles) et les 5 types de fils comparés. Lors du cyclage, une diminution de la pente fut observée pour tous les fils. Il faut noter que le Tru Arch ne fut testé qu'au premier cycle.

Au premier cycle, une différence statistiquement significative fut observée entre les 5 types de fils comparés ( $F[4,45]=117,486$ ;  $p<0,001$ ). Le Resolve présentait la pente la plus élevée. Il était suivi du Tru Arch, du Bendaloy, du TMA et du TMA "colored". Aucune différence statistiquement significative ne fut trouvée entre le Resolve et le TruArch ( $p= 0,942$ ), et entre le TMA et le TMA "colored" ( $p= 0,619$ ). Ces deux derniers présentaient une pente inférieure ( $p<0,05$ ) aux autres fils.

Au 100<sup>e</sup> et 1000<sup>e</sup> cycles, l'ordre de grandeur des pentes, par ordre décroissant des fils, était: le Resolve, le Bendaloy, le TMA et le TMA "colored". Au 100<sup>e</sup> cycle, une différence statistiquement significative fut observée entre les 4 types de fils comparés ( $F[3,36]=133,955$ ;  $p< 0,001$ ). Selon le test de Tukey, tous les fils présentaient entre eux une différence statistiquement significative ( $p<0,05$ ) à l'exception du TMA qui n'a présenté aucune différence statistiquement significative avec le Bendaloy et le TMA "colored" ( $p>0,05$ ).

Au 1000<sup>e</sup> cycle, une différence statistiquement significative fut trouvée entre les 4 types de fils comparés ( $F[3,33]=65,155$ ;  $p< 0,001$ ). Seul le Resolve présentait une différence statistiquement significative avec les autres fils ( $p<0,001$ ).

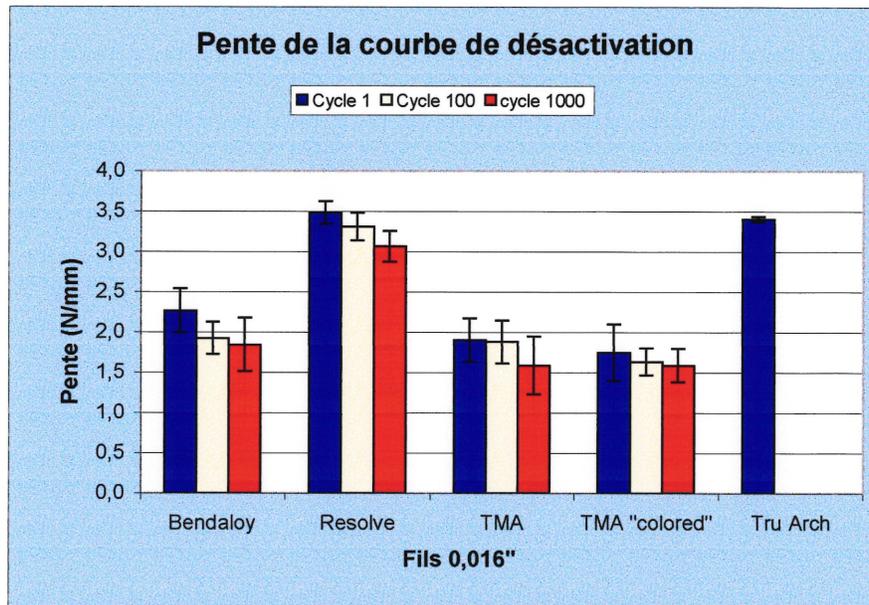


Figure 5.4: Histogramme de la courbe de désactivation. Fils 0,016".

#### 5.1.1.4 ANALYSE DE LA DÉFORMATION AU 1ER CYCLE (Figure 5.5, p. 109)

Tous les fils ont présenté une déformation permanente après l'application de la charge au premier cycle. Une différence statistiquement significative fut observée ( $F[4,45]=272,482$ ;  $p<0,001$ ). La déformation observée était, par ordre décroissant des fils: le Resolve, le Bendaloy, le Tru Arch, le TMA "colored" et le TMA. Selon le test de Tukey, tous ont présenté des différences statistiquement significatives ( $p<0,05$ ) entre eux à l'exception du TMA et du "TMA colored" ( $p= 0,754$ ). Ceux-ci étaient par ailleurs les moins déformés ( $p< 0,001$ ).

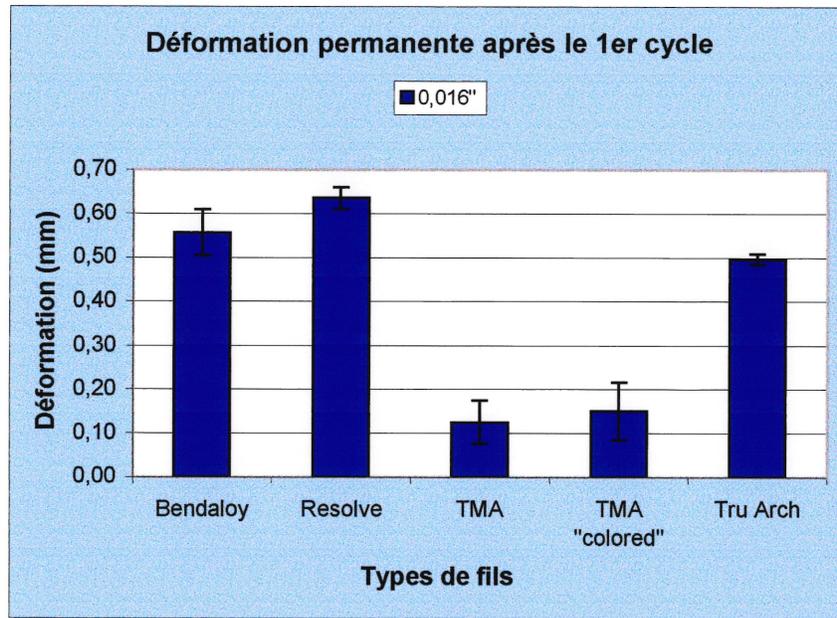


Figure 5.5: Histogramme de la déformation permanente. Fils 0,016 \".

#### 5.1.1.5 ANALYSE DE LA RÉSISTANCE EN FATIGUE (Figure 5.6, p.110)

L'analyse de la résistance en fatigue a démontré une différence statistiquement significative ( $F[2,24]=96,963$ ;  $p<0,001$ ) entre le nombre de cycles à la rupture et les 3 types de fils comparés. L'ordre séquentiel de rupture, par ordre décroissant des fils, était: le Bendaloy, le TMA et le Resolve. Le TMA "colored" fut rejeté de l'analyse à cause de la grande variabilité des résultats obtenus (plus de 48%). Le test de Tukey a permis de trouver des différences statistiquement significatives entre eux ( $p< 0,05$ ). Le Bendaloy a obtenu la meilleure résistance en fatigue et le Resolve la moins bonne.

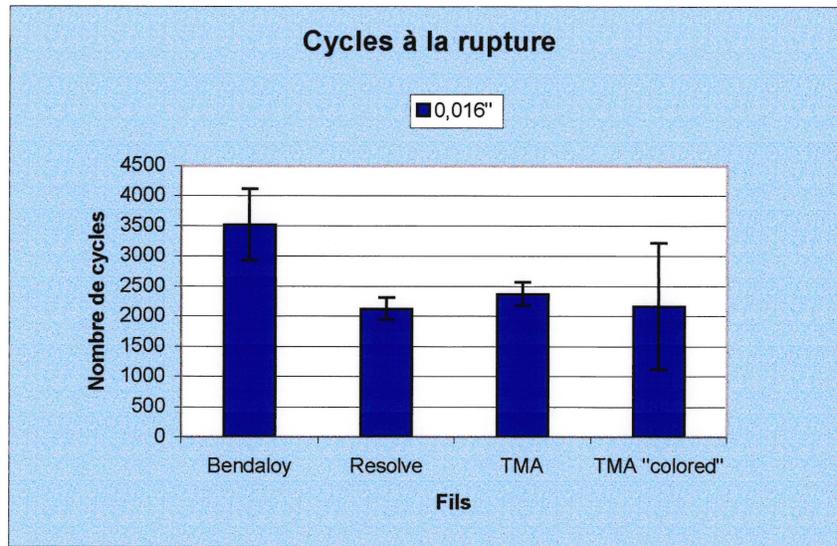


Figure 5.6: Histogramme de la résistance en fatigue. Fils 0,016".

### 5.1.2 Fils 0,016" X 0,022"

#### 5.1.2.1 ANALYSE DE LA CHARGE (Figure 5.7, p. 112)

Une interaction fut trouvée ( $F[8,84]= 11,488$ ;  $p=<0,001$ ) entre l'effet du cyclage sur la force appliquée (à 1, 100, et 1000cycles) et les 7 types de fils comparés.

L'ordre séquentiel de la force appliquée pour accomplir une déflexion de 2 mm a varié selon le cycle étudié (à 1, 100 ou 1000). Au premier cycle il était, par ordre décroissant des fils: le Tru Arch, le TMA "ionguard", le TMA, le TiMolium, le Bendaloy, le Resolve et le Beta III.

Une différence statistiquement significative fut observée ( $F[6,63]=253,535$ ;  $p<0,001$ ). Le test de Tukey a trouvé des différences statistiquement significatives entre eux ( $p<0,05$ ) à l'exception du TMA et TiMolium ( $p= 0,963$ ), du TiMolium et du Bendaloy ( $p= 0,082$ ), du Bendaloy et du Resolve ( $p= 0,418$ ); du Resolve et du Beta III ( $p=0,943$ ). Le Tru Arch a démontré des valeurs de force supérieures statistiquement significatives ( $p<0,05$ ). Il était suivi du TMA "ionguard" ( $p<0,05$ ).

Au 100<sup>e</sup> cycle, une différence statistiquement significative fut observée après l'application de la force et les 5 types de fils comparés ( $F[4,45]=48,409$ ;  $p< 0,001$ ). Le Tru Arch n'a pas été testé et le Bendaloy n'a pas fait partie de l'analyse statistique car tous les échantillons ont atteint un plateau à 20 N. Pour accomplir la déflexion de 2 mm, le TMA "ionguard" a eu besoin de la force la plus élevée ( $p<0,001$ ) suivi du TMA, du Timolium, du Resolve et du Beta III. Le test de Tukey n'a observé aucune différence statistiquement significative entre le TMA et le TiMolium ( $p= 0,999$ ), et entre le Resolve et le Beta III ( $p= 0,872$ ). Les autres fils présentaient entre eux une différence statistiquement significative ( $p< 0,001$ ).

Au 1000<sup>e</sup> cycle, une différence statistiquement significative fut observée après l'application de la force et les 5 types de fils comparés ( $F[4,42]=50,669$ ;  $p< 0,001$ ). La séquence, par ordre décroissant des fils, avait une légère différence: le TMA "ionguard", le TMA, le TiMolium, le Beta III et le Resolve. Tous les fils ont présenté des différences statistiquement significatives entre eux ( $p< 0,05$ ) à l'exception du TiMolium et du Beta III ( $p= 0,160$ ) ainsi que du Beta III et du Resolve ( $p= 0,712$ ).

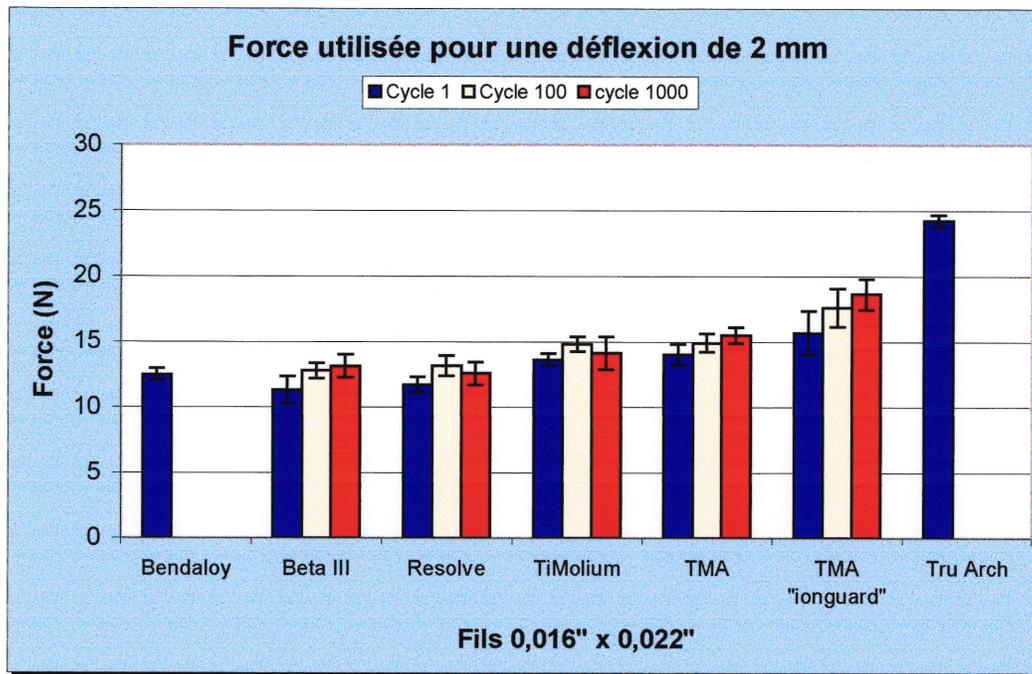


Figure 5.7: Histogramme de la force appliquée. Fils 0,016" x 0,022".

#### 5.1.2.2 ANALYSE DE LA FORCE DE RAPPEL (Figure 5.8, p.113)

Une interaction fut trouvée ( $F[6,63]=365,98$ ;  $p<0,001$ ) par le test ANOVA entre la force de rappel (à 1,9 mm et 1,0 mm) et les 7 types de fils testés.

Une différence statistiquement significative fut observée à la force de rappel de 1,9 mm entre les 7 types de fils comparés ( $F[6,63]=271,640$ ;  $p<0,001$ ). La force de rappel était par ordre décroissant des fils: le Tru Arch, le TMA "ionguard", le TiMolium, le TMA, le Resolve, le Bendaloy, et le Beta III. Selon le test de Tukey, le Tru Arch a démontré une force de rappel plus élevée que tous les autres fils de façon statistiquement significative ( $p<0,001$ ). Le TMA Ionguard, le TiMolium, et le TMA n'ont pas présenté de différences statistiquement significatives entre eux ( $p>0,05$ ). Aucune différence significative ne fut notée entre le TMA et le Resolve ( $p=0,096$ ). La force la plus basse fut trouvée de façon statistiquement significative chez le Beta III ( $p<0,001$ ) qui était suivi par celle du Bendaloy ( $p<0,001$ ).

Au déplacement de 1,0 mm, une différence statistiquement significative fut trouvée entre les 7 types de fils comparés ( $F[6,63]=66,138$ ;  $p < 0,001$ ) et la force de rappel. Le TMA a présenté la force de rappel la plus élevée. Il était suivi par celle du TMA Ionguard, du Resolve, du Beta III, du Tru Arch, du Bendaloy, et du TiMolium. Le TMA et le TMA "ionguard" ont démontré une force de rappel supérieure aux autres ( $p < 0,001$ ) bien qu'entre eux, il n'y avait aucune différence ( $p = 0,999$ ). Aucune différence statistiquement significative ne fut notée entre le Resolve et le Beta III ( $p = 0,999$ ), ainsi que le Tru Arch et le Bendaloy ( $p = 0,976$ ). Le TiMolium a présenté la force de rappel la plus basse ( $p < 0,05$ ) par rapport aux autres fils.

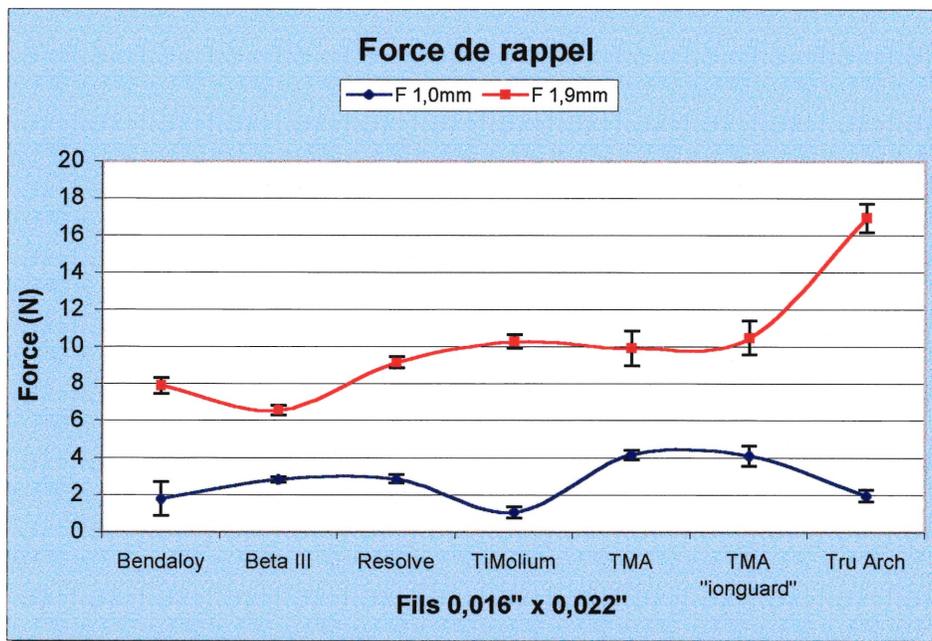


Figure 5.8: Histogramme des forces de rappel à 1,9 mm et 1,0 mm. Fils 0,016" x 0,022".

La constance de la désactivation d'un fil nous est donnée par la différence entre la force de rappel à 1,9 mm et à 1,0 mm (Fig. 5.9, p.114).

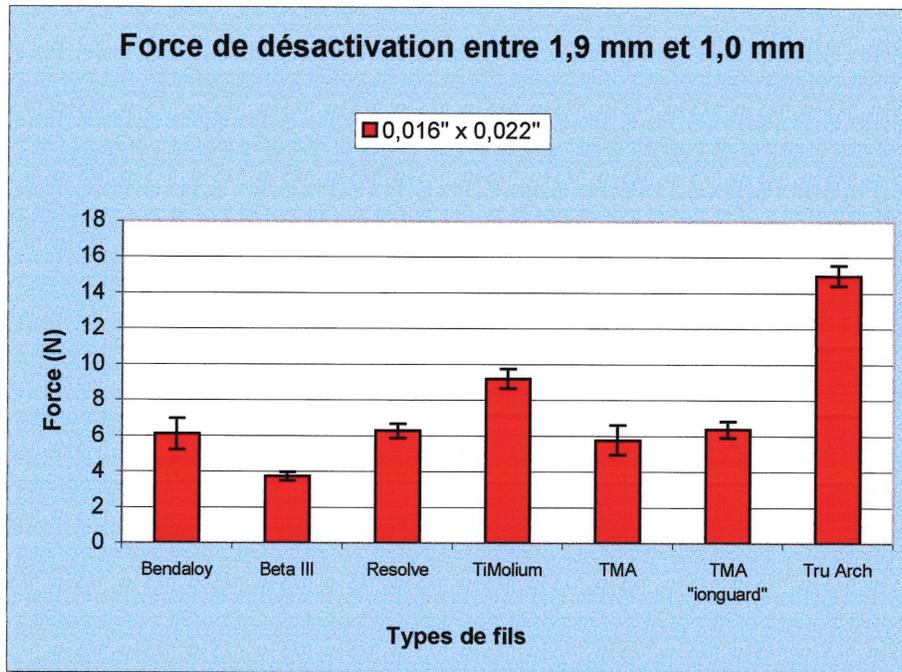


Figure 5.9: Histogramme de la force de désactivation. Fils 0,016" x 0,022".

Une différence statistiquement significative fut trouvée entre les forces de désactivation ( $F[6,63]=365,981$ ;  $p<0,001$ ). Selon le test de Tukey, la différence de la force de rappel la plus faible ( $p<0,001$ ) fut obtenue par le Beta III (3,74 N). Les autres fils en titane-molybdène ont obtenu les plus faibles valeurs. Le TMA (5,77 N), le Bendaloy (6,09 N), le Resolve (6,28 N), le TMA "ionguard" (6,37 N) ne présentaient entre eux aucune différence statistiquement significative ( $p>0,3$ ). Le TiMolium (9,2 N) et le Tru Arch (14,97 N) ont obtenu les valeurs les plus élevées ( $p<0,001$ ). Ces fils présentaient, entre eux et avec tous les autres fils, des différences statistiquement significatives ( $p<0,001$ ).

### 5.1.2.3 ANALYSE DE LA PENTE DE LA COURBE DE DÉSACTIVATION (Figure 5.10, p.116)

Le test Anova a permis de trouver une interaction ( $F[8,86]= 2,085$ ;  $p=<0,001$ ) entre la pente de la courbe de désactivation (à 1, 100 et 1000 cycles) et les 7 types de fils comparés.

Au 1<sup>er</sup> cycle, une différence statistiquement significative fut trouvée entre les 7 types de fils comparés ( $F[6,63]= 71,584$ ;  $p<0,001$ ) et les pentes des courbes de désactivation. Les pentes des courbes de désactivation étaient par ordre décroissant des fils celles: du Tru Arch, du TiMolium, du Bendaloy, du TMA "ionguard", du TMA, du Resolve et du Beta III. Selon le test de Tukey, le Tru Arch a présenté une pente plus élevée ( $p<0,001$ ) par rapport aux autres fils. Les fils qui n'avaient aucune différence statistiquement significative entre eux étaient: le TiMolium et le Bendaloy ( $p=0,999$ ), le TiMolium et le TMA "ionguard" ( $p=0,053$ ), le Bendaloy et le TMA Ionguard ( $p=0,087$ ), le TMA "ionguard" et le TMA ( $p= 0,990$ ), le TMA "ionguard" et le Resolve ( $p= 0,208$ ), le TMA et le Resolve ( $p=0,619$ ), le TMA et le Beta III ( $p=0,057$ ). Enfin, le Resolve n'avait aucune différence avec le Beta III ( $p=0,850$ ).

Au 100<sup>e</sup> et 1000<sup>e</sup> cycle, par ordre décroissant des fils, les valeurs des pentes de désactivation étaient celles: du TiMolium, du TMA, du TMA "ionguard", du Resolve et du Beta III. Le Bendaloy fut rejeté de l'analyse à partir du 100<sup>e</sup> cycle à cause de la déformation trop élevée qu'il a subie lors du cyclage.

Dans les deux cas (100<sup>e</sup> et 1000<sup>e</sup> cycle), le test de Tukey a permis de montrer que le TiMolium avait une pente plus élevée de façon statistiquement significative par rapport aux autres fils ( $p<0,001$ ). Le TMA et le TMA "ionguard" n'ont démontré aucune différence statistiquement significative entre eux ( $p> 0,7$ ) ainsi que le TMA "ionguard" et le Resolve ( $p>0,2$ ). Une différence statistiquement significative existait entre le Resolve et le TMA ( $p<0,05$ ). Enfin, le Beta III a présenté la valeur de la pente la plus basse de façon statistiquement significative par rapport aux autres fils ( $p<0,001$ ).

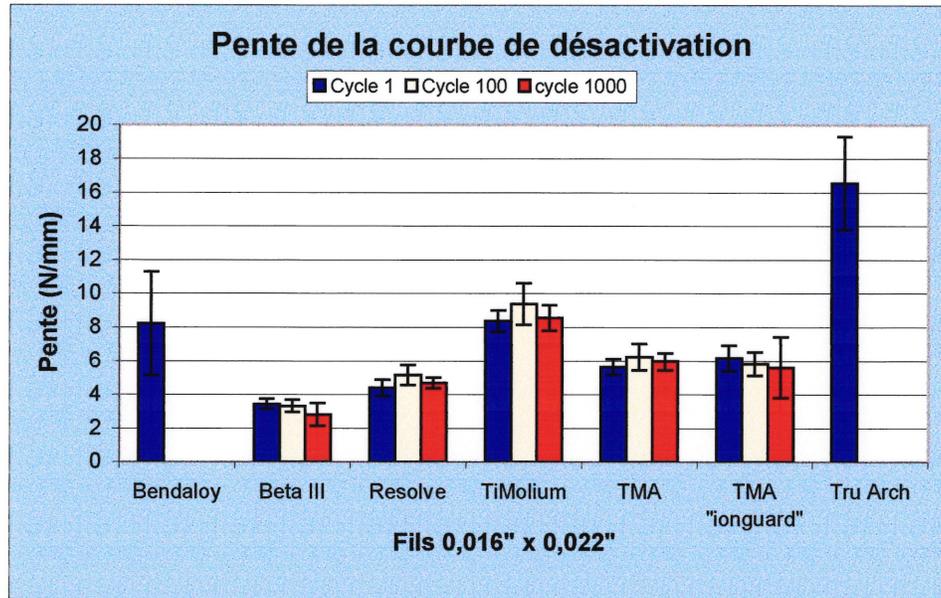
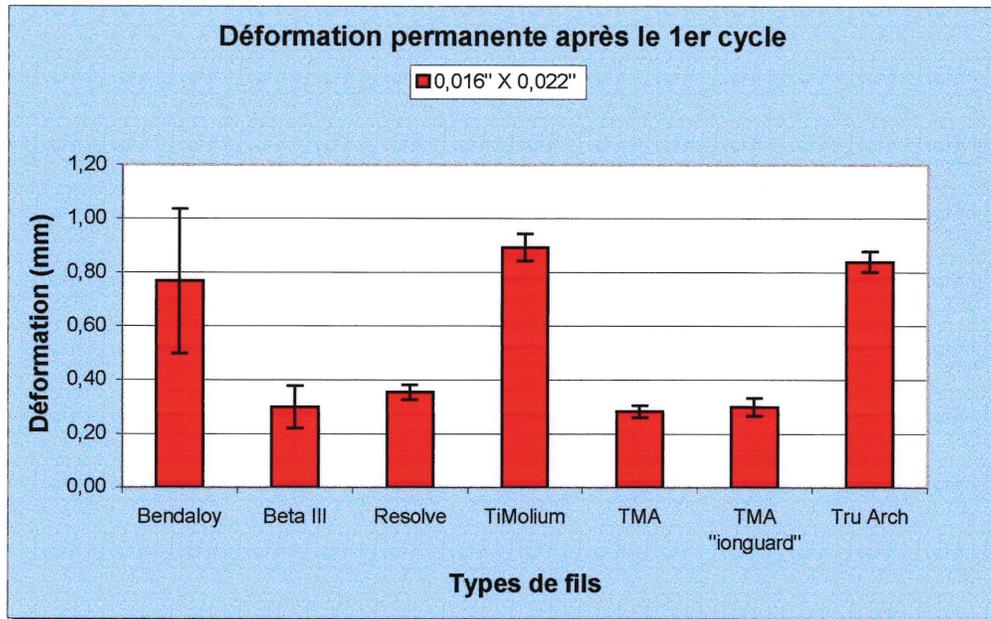


Figure 5.10: Histogramme de la pente de la courbe de désactivation.  
Fils 0,016" x 0,022"

#### 5.1.2.4 ANALYSE DE LA DÉFORMATION AU 1ER CYCLE (Figure 5.11, p.117)

Tous les fils ont présenté une déformation permanente après l'application de la charge au premier cycle. Le test Anova a permis de trouver une différence statistiquement significative ( $F[5,54]=403,062$ ;  $p < 0,001$ ) entre eux. Le TiMolium a obtenu la déformation la plus grande. La déformation du TiMolium était suivie par celle du Tru Arch, du Bendaloy, du Resolve, du Beta III, du TMA "ionguard" et du TMA. Le test de Tukey a permis d'observer deux groupes distincts au niveau de la déformation. Le premier groupe est composé du TiMolium, du Tru Arch et du Bendaloy où aucune différence statistiquement significative ne fut trouvée entre eux ( $p > 0,1$ ). Le deuxième groupe est composé du Resolve, du Beta III, du TMA "ionguard" et du TMA où aucune différence statistiquement significative ne fut trouvée entre eux ( $p > 0,7$ ). Entre ces deux groupes, une différence statistiquement significative fut observée ( $p < 0,001$ ).



*Figure 5.11: Histogramme de la déformation permanente.  
Fils 0,016" x 0,022".*

#### 5.1.2.5 ANALYSE DE LA RÉSISTANCE EN FATIGUE (Figure 5.12, p.118)

Le fil ayant montré la meilleure résistance en fatigue mécanique fut le TiMolium. En cela, il était suivi, par ordre décroissant, du Resolve, du Beta III, du TMA "ionguard" et du TMA. Les tests sur le Bendaloy furent arrêtés parce que le fil se déformait trop. Enfin, le TMA Ionguard a obtenu 25% de variation. Cela représente le double du pourcentage de variation des autres fils.

Le test Anova de la résistance en fatigue a démontré une différence statistiquement significative ( $F[4,43]=59,996$ ;  $p<0,001$ ) entre eux. Le test de Tukey a permis de démontrer qu'aucune différence statistiquement significative ne fut trouvée entre le TiMolium et le Resolve ( $p= 0,823$ ) ainsi que le Resolve et le Beta III ( $p=0,073$ ). Ces trois fils avaient une résistance en fatigue mécanique supérieure ( $p<0,001$ ) au TMA et au TMA "ionguard". Ces derniers n'avaient aucune différence statistiquement significative entre eux ( $p= 0,757$ ).

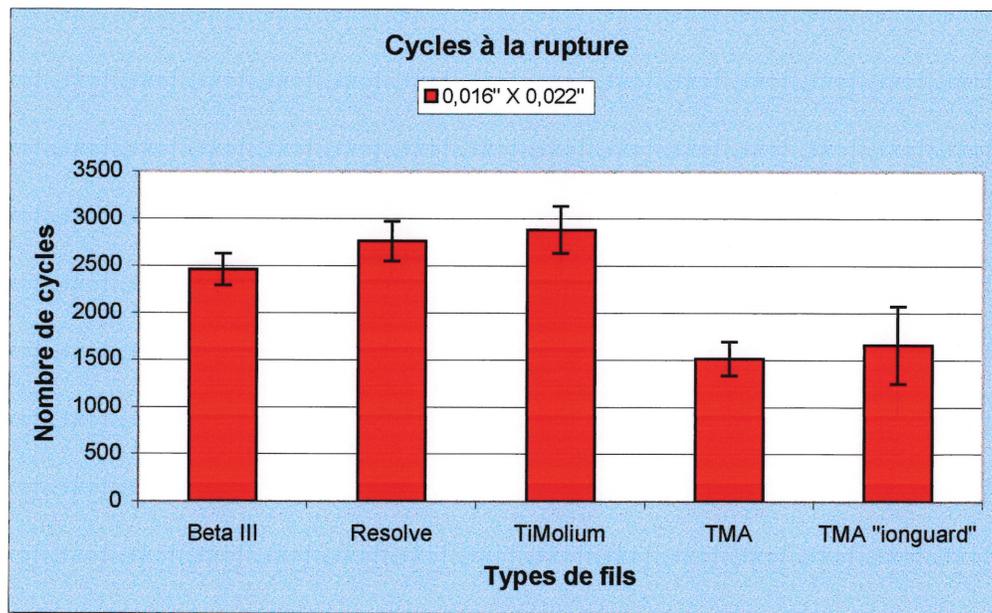


Figure 5.12: Histogramme de la résistance en fatigue. Fils 0,016" x 0,022".

## 5.2 Analyse en déformation

### 5.2.1 Fils 0,016"

#### 5.2.1.1 ANALYSE DE LA FORCE (Figure 5.13, p.120)

A chacun des temps étudiés (1, 5 et 60 minutes), la force appliquée pour accomplir une déflexion de 2 mm était, par ordre décroissant des fils: le Tru Arch, le Bendaloy, le TMA, le Resolve et le TMA "colored".

Une interaction ( $F[8,88] = 4,857$ ;  $p < 0,001$ ) fut trouvée entre le temps (à 1, 5, et 60 minutes) et les 5 types de fils comparés.

Après 1 minute de déformation, une différence statistiquement significative fut observée entre la force et les 5 types de fils comparés ( $F[4,44]=228,058$ ;  $p < 0,001$ ). Le test de Tukey a permis de déterminer que le Tru Arch avait des valeurs de force supérieures ( $p < 0,05$ ) par rapport à tous les autres fils. Il était suivi du Bendaloy ( $p < 0,05$ ). Tous les fils présentaient entre eux des différences statistiquement significatives ( $p < 0,05$ ), mais aucune différence ne fut trouvée entre le Resolve et le TMA ( $p=0,364$ ) ainsi qu'entre le Resolve et le TMA "colored" ( $p=0,318$ ).

Après 5 minutes de déformation, une différence statistiquement significative fut observée entre la force et les 5 types de fils comparés ( $F[4,44]=158,104$ ;  $p < 0,001$ ). Le Tru Arch a démontré des valeurs de force supérieures ( $p < 0,05$ ) par rapport à tous les autres fils, suivi du Bendaloy ( $p < 0,05$ ). Aucune différence statistiquement significative ne fut observée entre le TMA, le Resolve et le TMA "colored" ( $p > 0,05$ ).

Après 60 minutes de déformation, une différence statistiquement significative fut trouvée entre la force et les 5 types de fils comparés ( $F[4,44]=117,250$ ;  $p<0,001$ ). Le test de Tukey a permis de constater que le Tru Arch avait des valeurs de force supérieures ( $p<0,05$ ) par rapport à tous les autres fils. Les autres fils démontraient des différences statistiquement significatives ( $p<0,05$ ) entre eux; sauf le Bendaloy et le TMA ( $p=0,262$ ) ainsi que le Resolve et le TMA "colored" ( $p=0,823$ ).

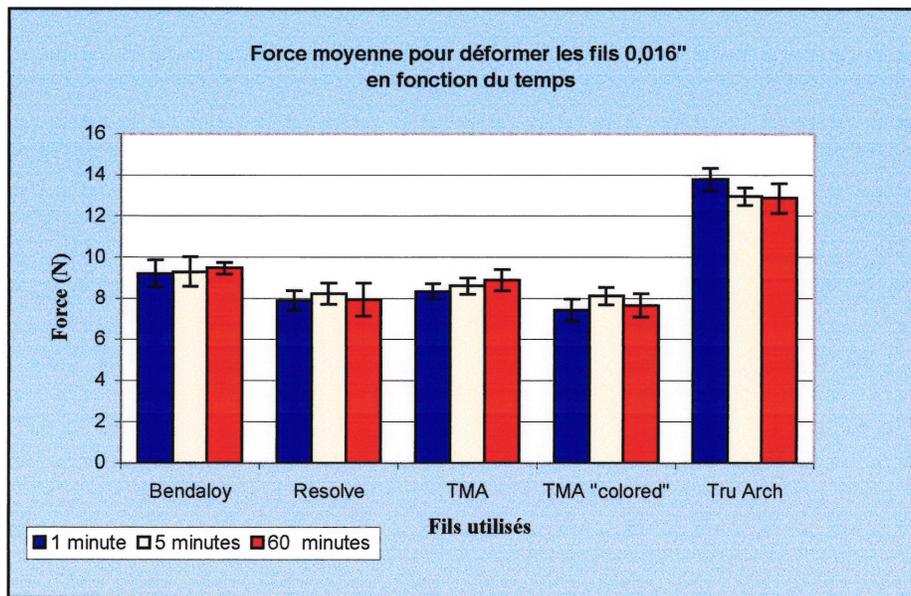


Figure 5.13: Histogramme de la force moyenne en fonction du temps. Fils 0,016".

#### 5.2.1.2 ANALYSE DE LA DÉFORMATION (Figure 5.14, p.121)

A chacun des temps étudiés (1, 5 et 60 minutes), la déformation observée après une déflexion de 2 mm était, par ordre décroissant des fils: le Bendaloy, le Tru Arch, le Resolve, le TMA et le TMA "colored".

Une interaction ( $F[8,90] = 5,860$ ;  $p < 0,001$ ) fut trouvée entre les divers temps (1, 5, et 60 minutes) et les 5 types de fils comparés.

L'analyse statistique a montré qu'à chacun des trois temps étudiés (1, 5, et 60 minutes), la déformation présentait une différence statistiquement significative ( $p < 0,001$ ) selon le type de fils.

Aux trois temps (1, 5, et 60 minutes), le test de Tukey a permis de démontrer qu'aucune différence statistiquement significative n'existait entre le Bendaloy et le Tru Arch ( $p > 0,8$ ). Tous les autres fils présentaient entre eux des différences ( $p < 0,05$ ). Malgré le faible écart qui semble exister entre le TMA et le TMA "colored", une différence statistiquement significative ( $p < 0,005$ ) fut trouvée.

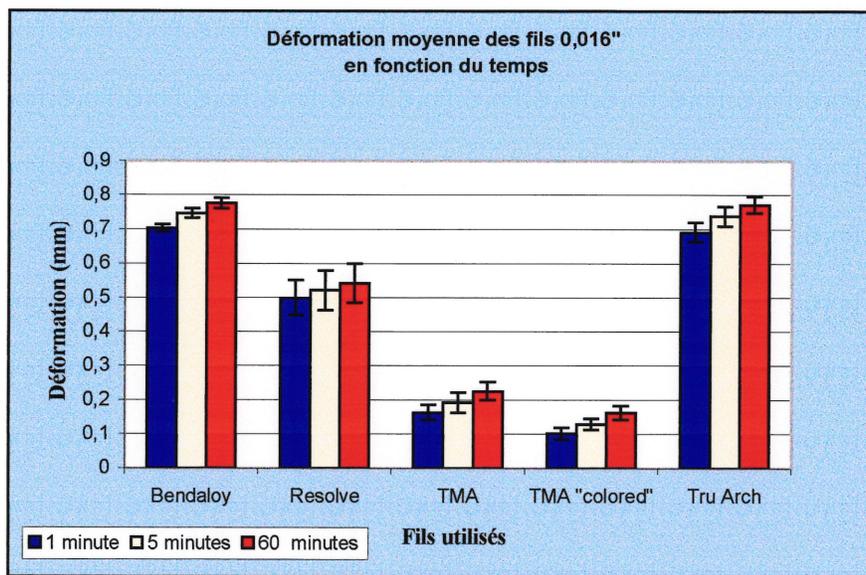


Figure 5.14: Histogramme de la déformation en fonction du temps. Fils 0,016".

### 5.2.1.3 RELATION ENTRE LA FORCE ET LA DÉFORMATION (FIGURE 5.15)

Le prochain graphique illustre la relation qui existe entre la force appliquée et la déformation.

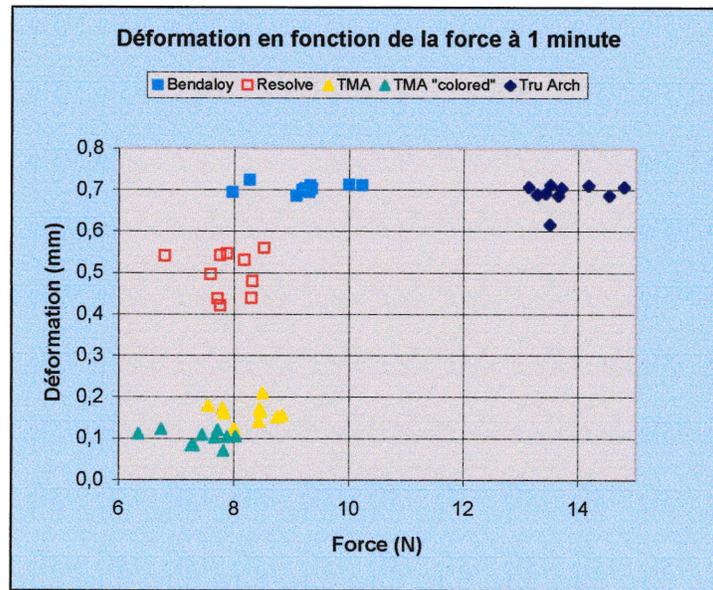


Figure 5.15: Graphique de la déformation et de la force appliquée. Fils 0,016".

Pour alléger le texte, les graphiques des temps à 5 et 60 minutes ont été mis en annexe (Annexe IV-A, p. 198). La figure 5.15 nous permet de constater que le Bendaloy, avec une force moins grande ( $p < 0,05$ ) que le Tru Arch, subit autant de déformation ( $p = 0,882$ ). Pour les fils de dimension 0,016", ce graphique permet de visualiser que le TMA et le TMA "colored" ont des propriétés nettement supérieures en déformation par rapport aux autres fils. Bien qu'aucune différence ne fut trouvée entre le Resolve et le TMA ( $p = 0,364$ ) ainsi qu'entre le Resolve et le "TMA colored" ( $p = 0,318$ ) au niveau de la force appliquée, le TMA et le "TMA colored" ont présenté le moins de déformation ( $p < 0,001$ ). Enfin, le TMA "colored" présente une moins grande déformation que le TMA ( $p < 0,001$ ).

*5.2.1.4 ANALYSE DE LA DÉFORMATION ENTRE LES PÉRIODES 1-5 ET 5-60 MINUTES (Figure 5.16, p.124)*

Un des objectifs de cette étude était d'évaluer l'augmentation de la déformation avec le temps. L'évaluation de l'augmentation de la déformation (ou déformation différée avec le temps) fut étudiée pour les périodes de 1 à 5 minutes et de 5 à 60 minutes. Une interaction ( $F[4,45] = 2,6848$ ;  $p < 0,05$ ) fut trouvée pour la déformation différée des périodes (1-5, et 5-60 minutes) et les 5 types de fils comparés.

Dépendant du type de fil étudié et de la période (1-5 ou 5-60 minutes), l'augmentation de la déformation ne nous donne pas une image constante. Pour la période de 1 à 5 minutes, la déformation différée présentait une différence statistiquement significative ( $F[4,45] = 8,581$ ;  $p < 0,001$ ) selon le type de fils. Le fil qui a obtenu la plus grande déformation différée est le Tru Arch, mais elle ne présentait aucune différence statistiquement significative ( $p = 0,981$ ) avec celle du Bendaloy. Ces deux fils présentaient une déformation différée plus élevée ( $p < 0,05$ ) que celle des autres fils. Le TMA, le TMA "colored" et le Resolve n'ont présenté aucune différence statistiquement significative entre eux ( $p > 0,7$ ).

Pour la période de 5 à 60 minutes, le TMA a présenté, en chiffres absolus, la déformation différée la plus élevée. Il était suivi par ordre décroissant des fils: du Tru Arch, du TMA "colored", du Bendaloy et du Resolve. Cependant, à cette période de temps, l'analyse statistique n'a montré aucune différence ( $F[4,45] = 1,587$ ;  $p = 0,194$ ) en ce qui concerne la déformation différée (Fig. 5.16, p.124).

Pour chaque type de fils, l'analyse comporta un test t de Student pour évaluer quelle période (1 à 5 ou 5 à 60 minutes) présentait la plus grande augmentation de la déformation. Seuls le Tru Arch et le Bendaloy ont présenté des différences statistiquement significatives entre leurs périodes. L'augmentation de déformation du Tru Arch ( $t_{st} [dl=9] = 3,42$ ;  $p = 0,0077$ ) et du Bendaloy ( $t_{st} [dl=9] = 2,40$ ;  $p = 0,0397$ ) fut plus grande pour la période de 1 à 5 minutes.

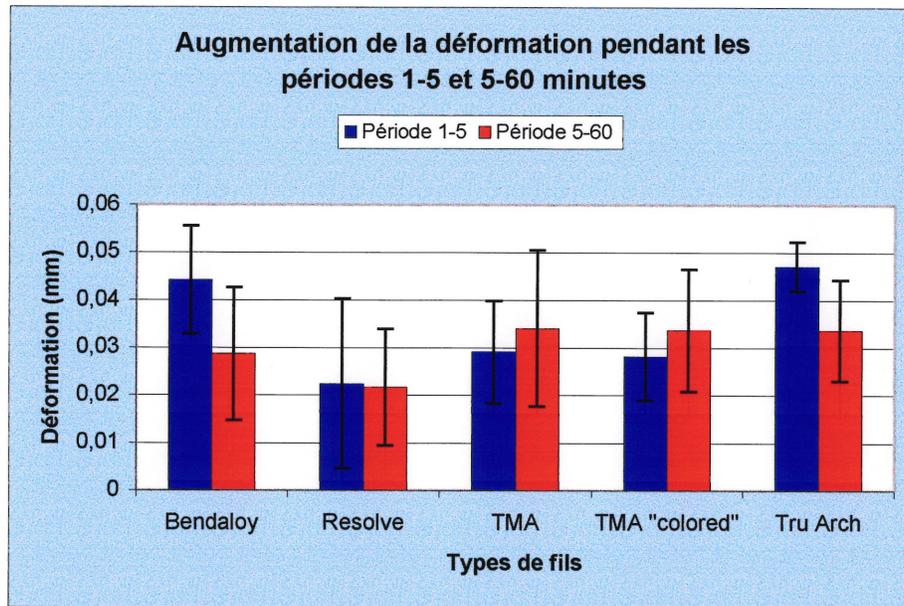


Figure 5.16: Histogramme de la déformation différée. Fils 0,016".

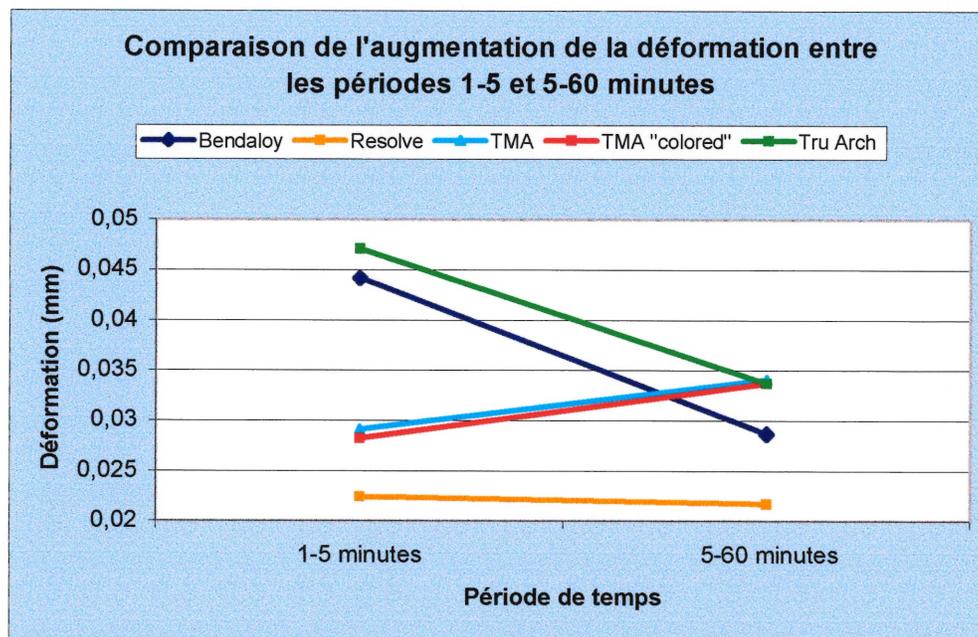


Figure 5.17: Graphique comparant la déformation différée. Fils 0,016".

La figure 5.17 (p.124) nous aide à visualiser la différence de l'augmentation de la déformation entre les deux périodes étudiées des différents fils. On peut aisément constater que le Bendaloy et le Tru Arch ont eu une plus grande augmentation de déformation dans la première période et qu'elle chute au cours de la deuxième période. Le Resolve montre une augmentation de déformation semblable dans les deux périodes. Le TMA et le TMA"colored" connaissent une légère augmentation de déformation au cours de la deuxième période, mais elle est statistiquement non-significative  $t_{st}(p>0,4)$ .

### **5.2.2 Fils 0,016" X 0,022"**

A chacun des temps étudiés (1, 5 et 60 minutes), l'ordre séquentiel de la force appliquée, pour accomplir la déflexion de 2 mm aux différents fils ne fut pas le même. A 1 minute, la séquence par ordre décroissant des fils était: le Tru Arch, le TMA, le Beta III, le TMA "ionguard", le TiMolium, le Resolve et le Bendaloy. A 5 et 60 minutes, l'ordre séquentiel était plutôt: le Tru Arch, le TMA, le Beta III, le TMA "ionguard", le Resolve, le TiMolium et le Bendaloy.

#### *5.2.2.1 ANALYSE DE LA FORCE (Figure 5.18, p.126)*

Une interaction ( $F[12,124] = 2,894$ ;  $p < 0,001$ ) fut trouvée entre le temps (1, 5, et 60 minutes) et les 7 types de fils comparés.

Après 1 minute de déformation, l'analyse statistique a montré que la force appliquée présentait une différence statistiquement significative ( $F[6,62]=100,677$ ;  $p < 0,001$ ) entre les 7 types de fils comparés. Le test de Tukey a démontré que tous les fils avaient une différence statistiquement significative entre eux ( $p < 0,001$ ) à l'exception du Beta III et du TMA "ionguard" ( $p=0,975$ ), du Resolve et du TiMolium ( $p > 0,9$ ).

Après 5 minutes de déformation, une différence statistiquement significative ( $F[6,62]=80,116$ ;  $p < 0,001$ ) fut observée entre les 7 types de fils comparés pour ce qui a trait à la force appliquée. Le test de Tukey a démontré que tous les fils avaient des différences entre eux ( $p < 0,01$ ) à l'exception du Tru Arch et du TMA ( $p = 0,536$ ), du Beta III et du TMA "ionguard" ( $p > 0,9$ ) et du Resolve et du TiMolium ( $p = 0,878$ ).

Après 60 minutes de déformation, une différence statistiquement significative ( $F[6,62]=115,412$ ;  $p < 0,001$ ) fut trouvée entre les 7 types de fils comparés en ce qui concerne la force appliquée. Le test de Tukey a démontré que tous les fils avaient des différences ( $p < 0,01$ ) entre eux sauf le Beta III et le TMA "ionguard" ( $p = 0,99$ ) ainsi que le Resolve et le TiMolium ( $p > 0,9$ ).

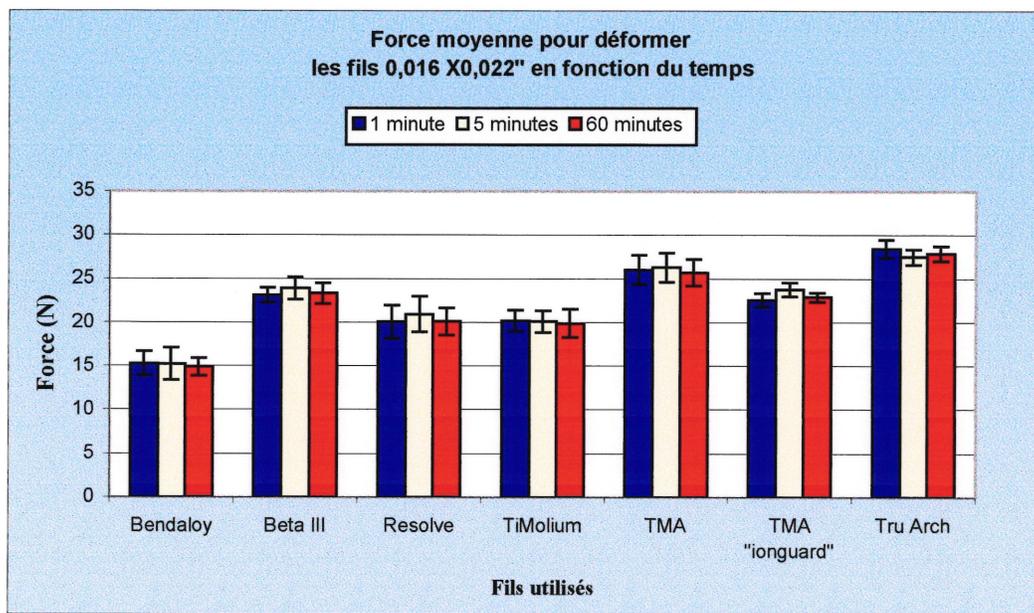


Figure 5.18: Histogramme de la force en fonction du temps.

Fils 0,016" x 0,022".

### 5.2.2.2 ANALYSE DE LA DÉFORMATION (Figure 5.19, p.128)

A chacun des temps étudiés (1, 5 et 60 minutes), la déformation observée après une flexion de 2 mm était, par ordre décroissant des fils: le TiMolium, le Tru Arch, le Bendaloy, le Beta III, le Resolve, le TMA et le TMA "ionguard".

Une interaction ( $F[12,126] = 13,510$ ;  $p < 0,001$ ) fut trouvée entre les divers temps (1, 5, et 60 minutes) et les 7 types de fils comparés.

L'analyse statistique a montré qu'à chacun des trois temps étudiés, la déformation était différente statistiquement ( $p < 0,001$ ) selon le type de fils.

Aux trois temps (1, 5, et 60 minutes), le test de Tukey a permis de démontrer que tous les fils présentaient entre eux des différences statistiquement significatives ( $p < 0,05$ ) à l'exception du TMA et du TMA "ionguard" ( $p > 0,2$ ). On note une différence statistiquement significative entre le Resolve et le TMA ( $p < 0,05$ ) bien que la différence de déformation ne soit que 0,05 mm en chiffres absolus. La même observation est valable pour le Resolve et le Beta III (0,06 mm) (Se référer au tableau XX, p. 100).

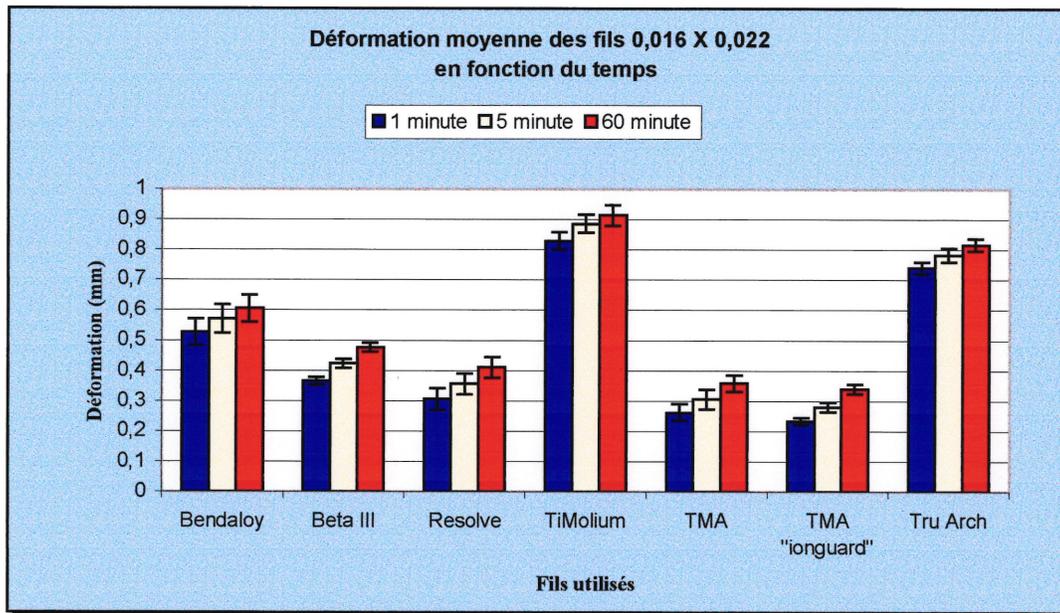


Figure 5.19: Histogramme de la déformation en fonction du temps.  
Fils 0,016" x 0,022".

### 5.2.2.3 RELATION ENTRE LA FORCE ET LA DÉFORMATION (FIGURE 5.20)

Le prochain graphique illustre la relation qui existe entre la force appliquée et la déformation après une déflexion imposée de 1 minute.

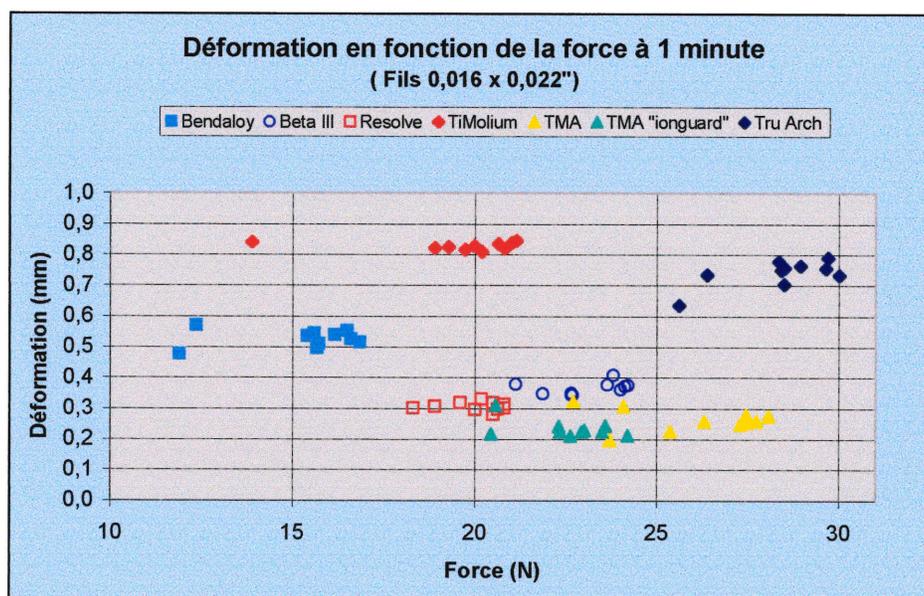


Figure 5.20: Graphique de la déformation et de la force appliquée. Fils 0,016" x 0,022".

Pour alléger le texte, les graphiques des temps à 5 et 60 minutes sont mis en annexe (Annexe IV-B, p. 200).

La figure 5.20 permet de constater que le TiMolium, avec une force statistiquement significative moins grande ( $p < 0,05$ ) que le Tru Arch, subit une plus grande déformation ( $p < 0,05$ ). Bien que le TiMolium ne présente aucune différence statistiquement significative ( $p > 0,9$ ) avec le Resolve pour la même force appliquée, il présente une déformation 2,5 fois plus grande que ce dernier.

Pour fléchir le Bendaloy de 2 mm, une force relativement basse (environ 15 N) est nécessaire comparativement aux autres fils qui requièrent des forces supérieures à 20 N. Cette différence est statistiquement significative ( $p < 0,05$ ). Malgré cette force plus faible, le Bendaloy subit une déformation de  $0,53 \pm 0,03$  mm. Cette déformation est plus grande ( $p < 0,05$ ) par rapport aux autres fils en alliage de titane-molybdène (Beta III, Resolve, TMA et TMA "ionguard").

Les forces employées pour fléchir le TMA "ionguard" et le Beta III ne présentent aucune différence statistiquement significative ( $p = 0,975$ ). La déformation moyenne du Beta III (0,14 mm) est néanmoins plus grande ( $p < 0,05$ ).

On peut bien visualiser que le TMA, avec une force plus élevée ( $p < 0,05$ ) que le Bendaloy, le Resolve et le Beta III, subit une déformation qui est moins élevée ( $p < 0,05$ ). Cependant, en chiffres absolus, cette différence semble quand même minime entre le TMA et le Resolve ( $0,05 \pm 0,05$  mm), ainsi qu'entre le TMA et le Beta III ( $0,11 \pm 0,06$  mm). Elle est plus importante entre le TMA et le Bendaloy ( $0,27 \pm 0,07$  mm).

Enfin, les déformations subies par le TMA "ionguard" et par le TMA ne présentent aucune différence statistiquement significative ( $p = 0,261$ ) bien que la force employée pour la déflexion de 2 mm soit inférieure ( $p < 0,05$ ) pour le TMA "ionguard".

5.2.2.4 ANALYSE DE LA DÉFORMATION ENTRE LES PÉRIODES 1-5 ET 5-60 MINUTES (Figure 5.21, p. 132)

Une interaction ( $F[6,63] = 8,7673$ ;  $p < 0,001$ ) fut trouvée entre les périodes de temps (1 à 5, et 5 à 60 minutes) et les 7 types de fils comparés.

Pour la période de 1 à 5 minutes, l'analyse statistique a montré que la déformation différée était différente statistiquement ( $F[6,63] = 4,4889$ ;  $p < 0,001$ ) selon le type de fils. Le fil qui a présenté la plus grande déformation différée fut le Beta III. Il était suivi du TiMolium, du Resolve, du TMA "ionguard", du Bendaloy, du TMA et du Tru Arch. La déformation différée du Beta III présentait seulement une différence avec le Bendaloy, le TMA et le Tru Arch ( $p < 0,05$ ). Une différence ( $p < 0,05$ ) fut aussi trouvée entre le TiMolium et le TMA ainsi que le TiMolium et le Tru Arch. Les autres fils ne présentaient entre eux aucune différence statistiquement significative ( $p > 0,05$ ).

Pour la période de 5 à 60 minutes, le TMA Ionguard a présenté, en chiffres absolus, la plus grande déformation différée. Il était suivi du Resolve, du Beta III, du TMA, du Tru Arch, du Bendaloy et du TiMolium. Une différence statistiquement significative fut observée entre les différents fils en ce qui a trait à la déformation différée ( $F[6,63] = 18,0895$ ;  $p < 0,001$ ). Le test de Tukey a permis de constater que les fils se divisaient en deux groupes pour cette période. Le premier groupe était composé des fils suivants: le TMA "ionguard", le Resolve, le Beta III et le TMA. Ces fils ne présentaient entre eux aucune différence statistiquement significative ( $p > 0,8$ ). Le deuxième groupe était composé du Tru Arch, du Bendaloy et du TiMolium. Aucune différence statistiquement significative ne fut trouvée entre eux ( $p > 0,8$ ). Entre ces deux groupes, une différence statistiquement significative fut trouvée ( $p < 0,001$ ).

Pour chaque type de fils, une comparaison de la déformation différée entre les deux périodes fut faite avec l'aide d'un test t de Student. Les seuls fils qui ont présenté des différences statistiquement significatives ( $p < 0,05$ ) entre les périodes 1-5 et 5-60 minutes furent le TMA, le TMA "ionguard", le Bendaloy et le TiMolium. Le TMA a connu sa plus grande augmentation de déformation pendant la période de 5 à 60 minutes ( $t_{St} [dl=9] = -3,93$ ;  $p = 0,0035$ ) de même que le TMA "ionguard" ( $t_{St} [dl=9] = -9,07$ ;  $p < 0,001$ ). Le TiMolium a démontré une déformation différée plus grande pendant la période de 1 à 5 minutes ( $t_{St} [dl=9] = 5,38$ ;  $p = 0,0004$ ) ainsi que le Bendaloy ( $t_{St} [dl=9] = 2,96$ ;  $p = 0,0159$ ). Les autres fils (Tru Arch, Resolve, et Beta III) n'ont pas présenté de différences ( $p > 0,05$ ) entre les deux périodes.

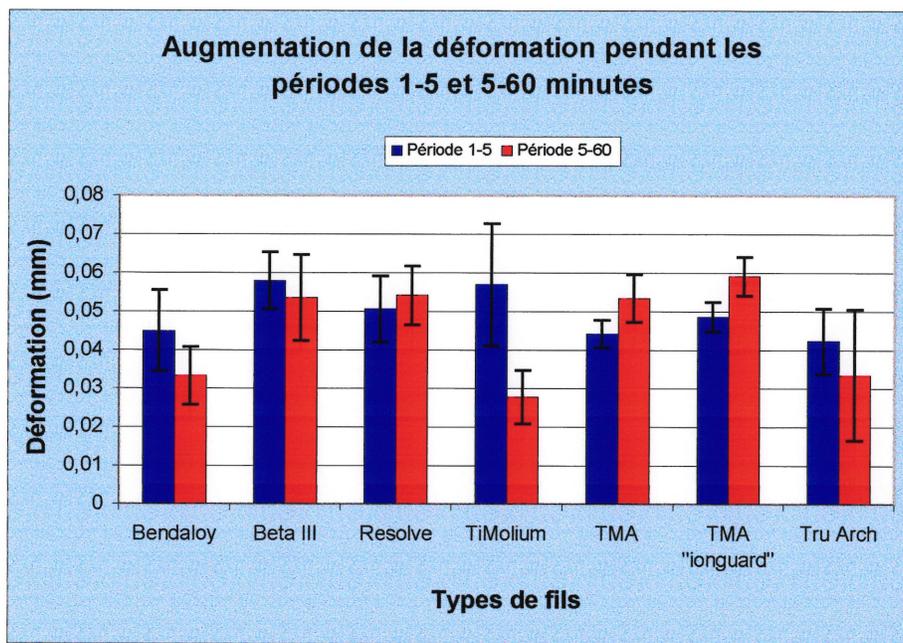


Figure 5.21: Histogramme de la déformation différée. Fils 0,016" x 0,022".

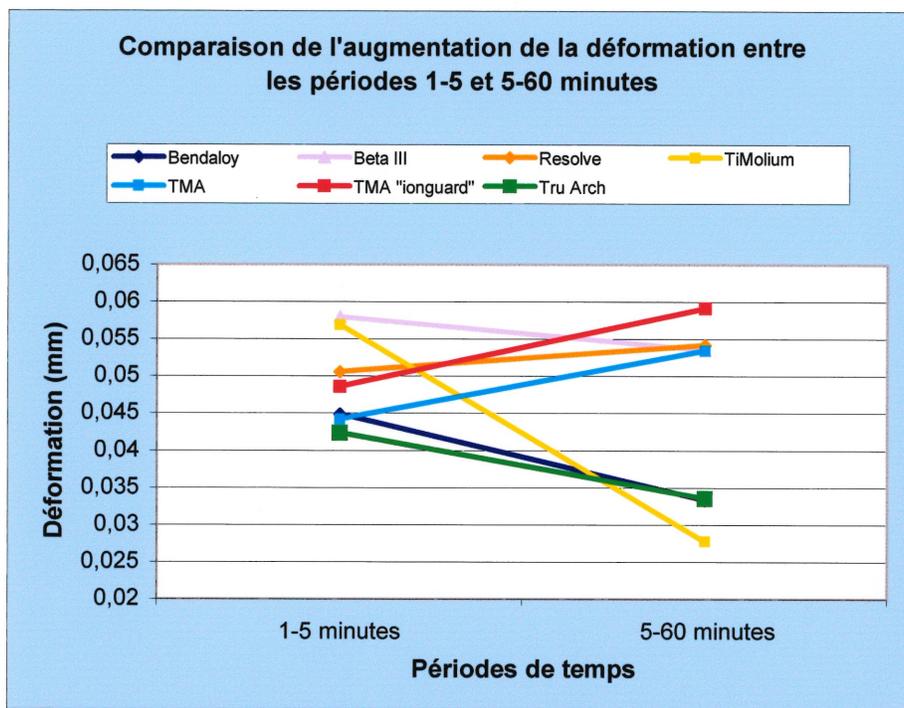


Figure 5.22: Graphique de la déformation différée. Fils 0,016" x 0,022".

La figure 5.22 nous aide à visualiser la différence existant entre l'augmentation de la déformation des différents fils entre les deux périodes étudiées. On peut aisément constater que le TiMolium a connu sa plus grande augmentation de la déformation pendant la première période et qu'elle chute dramatiquement dans la deuxième période  $t_{st}$  ( $p < 0,001$ ).

Le Bendaloy a aussi connu sa plus grande augmentation de la déformation pendant la première période mais sa diminution au cours de la deuxième période est moins marquée que celle du TiMolium. La différence entre les 2 périodes est statistiquement significative  $t_{st}$  ( $p < 0,05$ ).

Le TMA et le TMA "ionguard" suivent une augmentation parallèle de la déformation. La déformation différée est plus grande pendant la deuxième période que pendant la première ( $p < 0,005$ ).

Les différences dans l'augmentation ou la diminution de la déformation que l'on peut observer sur le graphique, pour les autres fils, ne sont pas statistiquement significatives.

Beta III a obtenu la plus forte augmentation de la déformation à la première période. Elle présente une différence statistiquement significative ( $p < 0,05$ ) avec le Bendaloy, le TMA, et le Tru Arch. A la deuxième période, elle est encore élevée et supérieure ( $p < 0,001$ ) à celle du Bendaloy, du TiMolium et du Tru Arch. En comparant ces deux périodes, l'augmentation de la déformation du Beta III est la même au point de vue statistique  $t_{st}(p > 0,4)$ .

Le Resolve montre une augmentation de la déformation qui est assez stable  $t_{st}(p > 0,4)$  d'une période à l'autre.

Bien que l'augmentation de la déformation du Tru Arch soit plus grande pendant la première période, elle ne présente aucune différence statistiquement significative avec la deuxième période  $t_{st}(p > 0,2)$ .

**CHAPITRE SIX**  
**DISCUSSION DES RÉSULTATS**

## 6. DISCUSSION DES RÉSULTATS

Notre étude portait sur deux sujets précis: la fatigue des fils en alliage de titane-molybdène et leur déformation. Elle comportait trois types d'alliages: l'acier inoxydable (Tru Arch), le titane-molybdène (Beta III , Bendaloy, Resolve, TMA, TMA "colored" et TMA "ionguard") et le Ti-6Al-4V (TiMolium). Les fils étudiés comprenaient deux dimensions: 0,016" (0,41 mm) et 0,016" x 0,022" (0,41mm X 0,56 mm). Chaque sujet sera traité de façon distincte avec leurs échantillons respectifs.

### Essai en fatigue

L'essai en fatigue en flexion avait deux objectifs principaux: 1) comparer la résistance mécanique en fatigue des fils en titane-molybdène aux fils Ni-Ti et 2) vérifier leur utilisation potentielle comme premier fil d'alignement.

Drescher et al. (1994) a démontré que l'acier inoxydable suivi du TMA présentait une meilleure résistance à la fatigue que les fils en nickel-titane. Le tableau XXI présente les résultats de notre étude comparés à ceux des fils en Ni-Ti de Bernard (1999).

	<i>Fils 0,016"</i>	<i>Nombre moyen de cycles à la rupture</i>	<i>Ecart-type/ Moyenne</i>
<i>Ni-Ti (Bernard, 1999)</i>	<i>Cu-Ni-Ti 27°C</i>	<i>9865 ± 2428</i>	<i>25%</i>
	<i>Cu-Ni-Ti 35°C</i>	<i>18347 ± 5476</i>	<i>30%</i>
	<i>Ni-Ti Light</i>	<i>15294 ± 4673</i>	<i>31%</i>
	<i>Ni-Ti Medium</i>	<i>6157 ± 1274</i>	<i>21%</i>
	<i>Ni-Ti Heavy</i>	<i>3815 ± 683</i>	<i>18%</i>
<i>Bêta-titane</i>	<i>Bendaloy</i>	<i>3526 ± 588</i>	<i>17%</i>
	<i>Resolve</i>	<i>2125 ± 181</i>	<i>9%</i>
	<i>TMA</i>	<i>2374 ± 190</i>	<i>8%</i>
	<i>"TMA colored"</i>	<i>2167 ± 1048</i>	<i>48%</i>

Tableau XXI: Tableau représentant le nombre moyen de cycles à la rupture pour les fils 0,016" en NiTi et en bêta-titane. Déflexion de 2 mm.

A une déflexion de 2 mm, les alliages en titane-molybdène présentent en général une résistance à la fatigue qui est inférieure à celle des alliages en nickel-titane. Ces résultats contredisent donc ceux obtenus par Drescher et al. (1994) et de l'expérience clinique générale des orthodontistes. Effectivement, une fracture spontanée des fils en TMA est rarement observée comparativement aux fils en Ni-Ti. Il faut spécifier que les fils en TMA doivent être utilisés en fil continu et ne pas avoir subi de plis. Les différences observées ici s'expliquent par l'utilisation du protocole de Bernard (1999).

Dans son étude, Bernard (1999) utilisait deux niveaux de déflexion: 2 mm et 4 mm. La nôtre ne comportait que la déflexion à 2 mm. Celle à 4 mm fut éliminée car l'expérience clinique nous suggérait que ce niveau de déflexion aurait provoqué une déformation permanente et des niveaux de force trop élevés.

Cependant, l'utilisation de la déflexion à 2 mm a introduit une erreur dans l'évaluation de la résistance mécanique en fatigue. Les essais en fatigue doivent être faits dans la zone élastique des matériaux (Bathias et Baïlon, 1980; O'Brien et Ryge, 1982; [1] Loreille, 1988). En utilisant ce niveau de déflexion, tous les échantillons ont présenté une déformation permanente suite à l'application de la charge au premier cycle (Tableaux XIII et XIV, p.84). Ils ont été testés au-delà de leur limite d'élasticité. Les tests ont donc été faits dans la zone plastique.

Drescher et al. (1994) avaient déterminé que la limite élastique en flexion des fils TMA 0,016" et 0,016" x 0,022" était de 1,2 mm pour une largeur des supports de 9 mm. Ainsi, à 1 mm de déflexion, le TMA pouvait subir plus de  $10^5$  cycles avant qu'il ne rompe. Dans notre étude, le TMA 0,016" et le TMA 0,016" x 0,022" ont obtenu des résultats nettement inférieurs à ceux de Drescher et al. (1994). Il faut aussi rappeler que Deblock et al. (1998) ont fait subir au TMA plus de 5000 cycles en traction, à l'intérieur de la zone élastique sans fracturer. Ils avaient conclu que ce fil présentait une bonne résistance mécanique à la fatigue.

Lors des premiers essais en fatigue, pendant l'été 1999, un seul échantillon de fils 0,016" x 0,022" en TMA, en Resolve, en Beta III et en TiMolium fut testé à une déflexion de 1 mm en vue de comparer les résultats obtenus avec ceux de la déflexion de 2 mm. Ces résultats n'ont pas été analysés étant donné qu'ils n'ont pas été évalués statistiquement. Cependant, comme le démontre le tableau XXII, les fils testés avaient démontré, à ce niveau de déflexion, une résistance supérieure à la fatigue.

<i>Echantillon</i>	<i>Rupture à 2 mm</i>	<i>Rupture à 1 mm*</i>
Beta III	2460 ± 168	9248
Resolve	2761 ± 211	9897
TMA	1519 ± 182	>20 000
TMA "ionguard"	1660 ± 412	
TiMolium	2881 ± 252	7828

*Tableau XXII: Tableau comparant le nombre de cycles à la rupture à 2 mm et à 1 mm. Fils 0,016" X 0,022".*

*\* Résultats non vérifiés statistiquement.*

La littérature nous a démontré que l'implantation ionique améliorait la résistance à la fatigue de divers matériaux (Baumvol, 1984; Gawlik et al., 1986; Mendez et al., 1987; Burstone et Farzin-nia, 1995; Chabrol, 1996; Schmidt et Soltani-Farshi, 1998). Les résultats obtenus de notre protocole nous dicte la prudence. Le TMA "colored" fut rejeté de l'analyse à cause de la grande variabilité des résultats obtenus (plus de 48%) tandis qu'aucune différence ( $p=0,757$ ) ne fut trouvée entre le TMA 0,016" x 0,022" et le TMA "ionguard". Notre étude ne nous permet pas ainsi de confirmer ou d'infirmer que l'implantation ionique des fils en TMA a eu une influence sur cette propriété, car ils n'ont pas été testés dans leur zone élastique.

Les résultats de notre étude montrent clairement les défaillances de notre protocole. Comme la limite d'élasticité des nouveaux fils n'était pas connue à l'exception de celle du TMA, du Tru Arch et du TiMolium; il aurait donc fallu la déterminer pour chaque échantillon par un test en traction, et ajuster ensuite le protocole selon les besoins respectifs de chacun. Puis, la réalisation d'une courbe de Wöhler similaire à celle de Drescher et al. (1994) nous aurait aidé à comparer efficacement la résistance en fatigue des différents alliages en titane.

Néanmoins, on peut affirmer qu'un cyclage à une déflexion de 2 mm induit des forces trop grandes aux fils en alliage de titane-molybdène. Les propriétés mécaniques des alliages conventionnels se trouvent considérablement diminuées à cette déflexion comparativement aux fils en Ni-Ti. Il faut se rappeler que les propriétés superélastiques du Ni-Ti lui permettent de subir jusqu'à 8 % d'étirement sans déformation plastique lors d'un test en traction. Les alliages conventionnels ne peuvent subir que 1% à 2 % d'étirement avant que leur déformation ne devienne plastique. (Miura et al., 1986; Flageul, 1988; Guénon, 1988; [1] Loreille, 1988).

Même si l'on ne peut pas comparer nos résultats avec ceux de la littérature, on peut se demander si les résultats de la fracture des fils à un nombre plus élevé de cycles indiquent une plus grande malléabilité de ceux-ci. La malléabilité, selon les métallurgistes, est la propriété d'un métal de se réduire facilement en feuilles. L'orthodontiste retrouve cette propriété dans la facilité à pouvoir travailler un fil, le courber ou le tordre. On le nomme aussi «façonnabilité». Elle est due aux propriétés plastiques des matériaux au-delà de leur limite élastique ([1] Loreille, 1988).

Pour les fils 0,016", le Bendaloy a obtenu des résultats supérieurs ( $p < 0,001$ ) aux autres fils (Tableau XXI, p. 136). Les résultats du TMA étaient plus élevés ( $p < 0,05$ ) que ceux du Resolve. Le TMA "colored" fut rejeté de l'analyse à cause d'une trop grande variation statistique (48%). Selon ces résultats, le Bendaloy présente possiblement une plus grande malléabilité que le TMA et le Resolve.

Les résultats de notre étude montrent clairement les défaillances de notre protocole. Comme la limite d'élasticité des nouveaux fils n'était pas connue à l'exception de celle du TMA, du Tru Arch et du TiMolium, il aurait fallu la déterminer pour chaque échantillon par un test en traction, et ajuster ensuite le protocole selon les besoins respectifs de chacun. Puis, la réalisation d'une courbe de Wöhler similaire à celle de Drescher et al. (1994) (voir p. 47) nous aurait aidé à comparer efficacement la résistance en fatigue des différents alliages en titane.

Néanmoins, on peut affirmer qu'un cyclage à une déflexion de 2 mm induit des forces trop grandes aux fils en alliage de titane-molybdène. Les propriétés mécaniques des alliages conventionnels se trouvent considérablement diminuées à cette déflexion comparativement aux fils en Ni-Ti. Il faut se rappeler que les propriétés superélastiques du Ni-Ti lui permettent de subir jusqu'à 8 % d'étirement sans déformation plastique lors d'un test en traction. Les alliages conventionnels ne peuvent subir que 1% à 2 % d'étirement avant que leur déformation ne devienne plastique (Miura et al., 1986; Flageul, 1988; Guénin, 1988; [1] Loreille, 1988).

Même si l'on ne peut pas comparer nos résultats avec ceux de la littérature, on peut se demander si les résultats de la fracture des fils à un nombre plus élevé de cycles indiquent une plus grande malléabilité de ceux-ci. La malléabilité, selon les métallurgistes, est la propriété d'un métal de se réduire facilement en feuilles. L'orthodontiste retrouve cette propriété dans la facilité à pouvoir travailler un fil, le courber ou le tordre. On le nomme aussi «façonnabilité». Elle est due aux propriétés plastiques des matériaux au-delà de leur limite élastique ([1] Loreille, 1988).

Pour les fils 0,016", le Bendaloy a rompu à un nombre de cycles significativement plus élevé ( $p < 0,001$ ) que les autres fils (Tableau XXI, p. 136). Le nombre de cycles à la rupture du TMA était plus élevé ( $p < 0,05$ ) que celui du Resolve. Le TMA "colored" fut rejeté de l'analyse à cause d'une trop grande variation statistique (48%). Selon ces résultats, le Bendaloy présente possiblement une plus grande malléabilité que le TMA et le Resolve.

Pour les fils 0,016" x 0,022", les résultats du TiMolium furent supérieurs à ceux du Resolve et du Beta III. Aucune différence ne fut trouvée entre le TiMolium et le Resolve ( $p=0,823$ ) ainsi qu'entre le Resolve et le Beta III ( $p=0,073$ ). Par contre, ces trois fils ont montré des résultats nettement supérieurs à ceux du TMA et du TMA "ionguard" (Fig. 5.12, p. 118). Malheureusement, ce tableau est incomplet car il fut impossible de cycliser le Bendaloy jusqu'à la rupture. Il avait trop déformé. Les trois premiers fils ont peut-être démontré une malléabilité améliorée par rapport aux deux derniers.

Il faut néanmoins rappeler que Burstone et Farzin-Nia (1995) avaient observé une amélioration de la ductilité de 13,6% à 36% pour les fils en TMA implantés ioniquement avec un test de pliage à froid reconnu par l'A.D.A. Malheureusement, les auteurs n'ont pas mentionné les tests statistiques employés. Selon nos résultats, aucune amélioration due à l'implantation ionique ne fut notée.

L'hypothèse selon laquelle les fils qui ont subi un nombre de cycles plus élevé avant de rompre sont plus malléables doit être validée. La meilleure manière de vérifier celle-ci demeure sans contredit un test de pliage à froid reconnu par l'A.D.A (Council on Dental Materials and Devices, 1977). Pour compléter cette analyse, un test en traction nous permettrait de vérifier leur ductilité.

Notre second objectif était de vérifier l'utilisation potentielle de ces nouveaux alliages comme premier fil d'alignement. Le test en trois points a permis de les caractériser comme l'ont fait d'autres chercheurs avec les fils en Ni-Ti (Miura et al., 1986; Kusy et Stevens, 1987; Kusy et Stush, 1987; Rock et Wilson, 1988; Mohlin et al., 1991; Drescher, et al., 1994; Nakano et al., 1999; Bernard, 1999).

Ce test présente en outre deux avantages sur le test en porte-à-faux (cantilever) reconnu par l'A.D.A (Council on Dental Materials and Devices, 1977). Il permet de différencier les fils qui ne possèdent pas de propriétés superélastiques de ceux qui en ont. Effectivement, les fils qui présentaient une bonne mémoire élastique pouvaient

sembler avoir de telles propriétés avec le test en porte-à-faux. Les faux résultats sont ainsi évités avec le test en flexion trois points (Miura et al., 1986). Enfin, il ressemble davantage à une situation clinique où l'activation d'un fil se fait vers une dent mal alignée (Miura et al., 1986; Nikolai et al., 1988).

Les courbes d'hystérèse obtenues, grâce au test en trois points ont permis de caractériser les fils en titane-molybdène pour deux propriétés élastiques importantes: la rigidité et le domaine d'activation. Une basse rigidité permet d'appliquer des forces plus faibles et plus constantes pendant la désactivation du fil. Elle augmente ainsi la précision du niveau de la force lors des mouvements dentaires (Kapila et Sachdeva, 1989). Enfin, le domaine d'activation fut évalué au moyen de la déformation permanente expérimentée par les fils au premier cycle (Wong et al., 1994).

Contrairement aux fils qui répondent à la loi de Hooke, les fils en nickel-titane présentent un plateau au niveau de la courbe de désactivation qui leur confère une caractéristique unique: la superélasticité (Miura et al., 1986). Cette courbe de superélasticité leur permet d'avoir une très faible rigidité et une force constante pendant la phase de désactivation. La rigidité des fils 0,016" en Ni-Ti (Bernard, 1999) fut nettement inférieure à celle des fils en bêta-titane de notre étude (Tableau XXIII).

<i>Composition</i>	<i>Fils 0,016"</i>	<i>Rigidité (N/mm)</i>
<i>Ni-Ti</i> <i>(Bernard, 1999)</i>	<i>Cu-Ni-Ti 27°C</i>	<i>0,23±0,03</i>
	<i>Cu-Ni-Ti 35°C</i>	<i>0,28±0,03</i>
	<i>Ni-Ti Light</i>	<i>0,31±0,03</i>
	<i>Ni-Ti Medium</i>	<i>0,39±0,11</i>
	<i>Ni-Ti Heavy</i>	<i>0,69±0,09</i>
<i>Bêta-titane</i>	<i>Bendaloy</i>	<i>2,26±0,28</i>
	<i>Resolve</i>	<i>3,48±0,14</i>
	<i>TMA</i>	<i>1,90±0,27</i>
	<i>"TMA colored"</i>	<i>1,74±0,35</i>
<i>Acier inoxydable</i>	<i>Tru Arch</i>	<i>3,40±0,04</i>

*Tableau XXIII: Tableau comparant la rigidité des fils en Ni-Ti et en titane-molybdène au 1<sup>er</sup> cycle. Fils 0,016".*

Ces résultats confirment ceux retrouvés dans la littérature pour les tests en flexion (Kusy et Stevens, 1987; Kusy et Stush, 1987; Nikolai et al., 1988; Johnson et Lee, 1989; Waters, 1992). Seul le TMA avait été étudié dans ces différentes études. A l'exception du Ti-6Al-4V, aucune donnée n'existe à ce jour sur les autres fils dans la littérature.

Aucun des fils 0,016" testés en alliage de titane-molybdène n'a présenté une courbe de superélasticité. Contrairement aux fils en Ni-Ti, leurs forces ne demeurent constantes en aucun endroit sur les courbes et ne font que diminuer pendant la désactivation (Figures 4.2 à 4.13, pp. 89-92).

La force de désactivation ( $F_{1,9}-F_{1,0}$ ) du Tru Arch est la plus élevée. Elle est suivie par celle du Resolve, du TMA "colored" et du TMA. Cependant, la comparaison de ces résultats avec ceux de Bernard (1999) est difficile à établir parce qu'ils n'ont pas été mesurés de la même façon (Tableau XXIV, p. 143). La force de désactivation des fils Ni-Ti de son étude n'est pas connue. Seule la force de la fin du plateau de désactivation l'est.

Nakano et al. (1999) ont testés les mêmes fils que Bernard (1999). Ils ont mesuré la force de désactivation de ceux-ci. Ainsi, le Cu-Ni-Ti 35°C avait une force 6 fois plus faible que le TMA. Pour le Ni-Ti Heavy, elle n'était que 2,5 fois plus faible. De plus à la déflexion de 1 mm, la force de rappel du TMA était encore supérieure à celle des fils en Ni-Ti (Nakano et al., 1999).

Dans le tableau XXIV (p. 143), la force de fin de plateau ( $F_{pi}$ ) du Cu-Ni-Ti 35°C et du Ni-Ti Light sont nettement plus basses que la force au déplacement de 1 mm ( $F_{1,0}$ ) de tous les fils en titane-molybdène. On remarque aussi que la force du Cu-Ni-Ti 27°C et du Ni-Ti Medium s'apparente respectivement à celle du déplacement de 1 mm du Bendaloy et du Resolve tandis que le niveau de force du Ni-Ti Heavy

s'approche plus de celui du Tru Arch. Même si la force au déplacement de 1 mm du Bentaloy, du Resolve, du TMA "colored" et même du Tru Arch correspond à celle de certains fils en Ni-Ti, cela n'en fait quand même pas de bons candidats comme fil d'alignement initial à cause de leur rigidité et de leur désactivation trop rapide. De plus, ces fils pourraient entraîner une hyalinisation pathologique lors du mouvement dentaire à cause des forces engendrées trop élevées (Nakano et al., 1999). D'ailleurs, cette dernière remarque s'adresse évidemment pour les fils 0,016" x 0,022".

<i>Composition</i>	<i>Fils 0,016"</i>	<i>Fpi (N)*</i>	<i>F<sub>1,9</sub> (N)</i>	<i>F<sub>1,0</sub> (N)</i>	<i>F<sub>1,9</sub>-F<sub>1,0</sub> (N)</i>
<i>Ni-Ti</i> <i>(Bernard, 1999)</i>	<i>Cu-Ni-Ti 27°C</i>	<i>1,00 ± 0,03</i>			
	<i>Cu-Ni-Ti 35°C</i>	<i>0,58 ± 0,03</i>			
	<i>Ni-Ti Light</i>	<i>0,29 ± 0,08</i>			
	<i>Ni-Ti Medium</i>	<i>1,23 ± 0,07</i>			
	<i>Ni-Ti Heavy</i>	<i>1,78 ± 0,09</i>			
<i>Bêta-titane</i>	<i>Bentaloy</i>		<i>3,18 ± 0,34</i>	<i>0,99 ± 0,11</i>	<i>2,19 ± 0,29</i>
	<i>Resolve</i>		<i>5,37 ± 0,21</i>	<i>1,43 ± 0,07</i>	<i>3,94 ± 0,22</i>
	<i>TMA</i>		<i>4,21 ± 0,46</i>	<i>2,94 ± 0,69</i>	<i>1,27 ± 0,78</i>
	<i>"TMA colored"</i>		<i>3,28 ± 0,36</i>	<i>1,63 ± 0,18</i>	<i>1,66 ± 0,22</i>
<i>Acier inoxydable</i>	<i>Tru Arch</i>		<i>6,07 ± 0,14</i>	<i>1,90 ± 0,04</i>	<i>4,18 ± 0,16</i>

*Tableau XXIV: Tableau montrant les forces des fils en Ni-Ti et en titane-molybdène au 1<sup>er</sup> cycle. Déflexion 2 mm. Fils 0,016".*

*\* "Fpi" est la force associée à la fin du plateau inférieur (désactivation) de la courbe force/déplacement des fils en Ni-Ti (Bernard, 1999). La force associée à la fin du plateau inférieur "Fpi" se trouve être légèrement inférieure à la force à 1 mm (F<sub>1,0</sub>) de déplacement de la courbe de désactivation des fils en bêta-titane.*

Comme l'a fait remarqué Bernard (1999), le niveau de force maximum exprimé des alliages superélastiques dépend plutôt du niveau de force correspondant au plateau de désactivation qu'à la déflexion engendrée. Ainsi, que ce soit une déflexion de 2 mm ou 4 mm, les forces de fin de plateau sont pratiquement les mêmes au premier cycle. Pour les matériaux conventionnels (acier inoxydable et bêta-titane), le niveau de force maximum dépend surtout de la déflexion imposée aux fils. Une plus grande déflexion engendrera une plus grande force.

Enfin, un dernier facteur qui ne joue pas en faveur des fils en alliage de titane-molybdène fut la présence d'une déformation permanente après le premier cycle sur tous les fils 0,016" et 0,016" x 0,022" (Tableaux XIII et XIV, p.85). Pour les fils 0,016", elle varie de 0,13 mm pour le TMA à 0,64 mm pour le Resolve. Cette déformation permanente est caractérisée par une rigidité nulle où aucune force ne peut être transmise à la dent. Pour le fils en Ni-Ti, on observe plutôt à la fin de la courbe de désactivation une augmentation de la rigidité due au retour à la phase austénitique. Aucune déformation permanente ne fut notée pour les fils en Ni-Ti au premier cycle (Bernard, 1999). Cette caractéristique des alliages en Ni-Ti assure une finition très précise du positionnement dentaire (Burstone et al., 1985). Les alliages en bêta-titane, comparativement aux fils Ni-Ti, ont donc un domaine d'activation et une mémoire élastique plus faibles (Barrowes, 1982; Hudgins et al., 1990; Wong et al., 1994).

Il ne fait aucun doute que les fils en Ni-Ti sont supérieurs à ceux en titane-molybdène comme premiers fils d'alignement notamment dans les cas de chevauchement sévère. Dans les cas de chevauchement mineur (moins de 1 mm), où le niveau de force engendré est plus faible (moins de 4 N selon Rock et Wilson (1988)), il serait possible d'utiliser les alliages en bêta-titane de diamètre 0,016" comme fil d'alignement. Cependant, le concept de variabilité du module d'élasticité des fils (variable-modulus orthodontics) de Burstone (1981) prend ici tout son sens. Pour un même niveau de rigidité et de force, il serait préférable d'utiliser un fil avec un

module d'élasticité inférieur qui occupera plus rapidement toute la lumière du boîtier pour accélérer l'alignement dentaire dans les trois plans de l'espace. Le résultat sera un meilleur contrôle des dents avec des forces légères et physiologiques (Burstone, 1981; Wilcock, 1989). Or, ce rôle incombe mieux aux fils en Ni-Ti dans la phase initiale d'alignement dentaire.

Néanmoins, les alliages en titane-molybdène peuvent trouver leur principal créneau dans une grande variété d'applications cliniques telles que: l'ingression, l'égression et la rétraction des dents antérieures; le contrôle du troisième ordre, de la rotation et de la position transverse des molaires; le contrôle du troisième ordre des incisives et le mouvement radicaire en deuxième ordre (Burstone et Goldberg, 1980; Meulien, 1990; Göllner et al., 1993; Ingervall et al., 1996; Deblock et al., 1997; Kalra, 1998; Dalstra et Melsen, 1999; Menghi et al., 1999; Graber et Vanarsdall, 2000).

La distinction des divers fils en titane-molybdène est nécessaire pour déterminer lequel présente les meilleures qualités pour ces différentes applications. Une basse rigidité qui permet de transmettre aux dents des forces légères et continues demeure un critère de base (Goldberg et Burstone, 1979; Kapila et Sachdeva, 1989). Cependant, le domaine d'activation qui peut être déterminé par la déformation permanente des fils peut être un autre critère de sélection des fils (Wong et al., 1994). Plus la déformation est petite, plus le domaine d'activation est grand. D'une certaine façon, un grand domaine d'activation reflète aussi une bonne mémoire élastique (Fletcher, 1992).

En tenant compte d'une faible rigidité, d'un bon domaine d'activation et d'une force de désactivation légère et constante, le TMA et le TMA "colored" ont présenté les meilleures caractéristiques parmi les fils 0,016". Le TMA "colored" s'est même distingué en obtenant des forces de rappel inférieures à celles du TMA. La rigidité du Resolve et du Bendaloy était plus élevées ( $p < 0,05$ ), leur force de désactivation était plus grande ( $p < 0,05$ ) et leur domaine d'activation était plus faible à cause d'une plus

grande déformation ( $p < 0,05$ ). La rigidité du TMA qui est plus faible que celle de l'acier inoxydable correspond aux résultats retrouvés dans la littérature (Hazel et al., 1984; Kapila et Sachdeva, 1989).

Parmi les fils 0,016" x 0,022", le Beta III s'est démarqué des autres fils en bêta-titane. Il s'est montré légèrement supérieur au TMA, au TMA "ionguard" et au Resolve qui ont néanmoins présenté d'excellentes propriétés. La force du Beta III se trouve dans l'amalgame d'une rigidité, d'une force de désactivation et d'une force de rappel au déplacement de 1,9 mm ( $F_{1,9}$ ) plus faibles; tout en présentant un domaine d'activation semblable au TMA, au TMA "ionguard" et au Resolve. Sa force de désactivation de 3,74 N fut plus légère et constante que celle des autres fils en bêta-titane (Fig. 5.9, p. 114).

Le Resolve 0,016" a présenté une rigidité et une force de désactivation semblables à celles du Tru Arch tout en ayant un domaine d'activation inférieur à celui-ci. Tandis que le Resolve 0,016" x 0,022" s'est comporté comme un fil en titane-molybdène en obtenant une rigidité, une force de désactivation et un domaine d'activation semblables à ceux du TMA "ionguard" et du TMA. Cette différence de comportement entre les fils 0,016" et 0,016" x 0,022" du Resolve pourrait être expliquée par un procédé de fabrication qui n'est pas le même (Shastry et Goldberg, 1983).

Comparativement aux autres fils en  $\beta$ -titane, le Bendaloy 0,016" x 0,022" a présenté de moins bonnes caractéristiques. Ainsi, sa rigidité qui était la plus élevée ( $p < 0,05$ ) équivalait à celle du TiMolium ( $p = 0,999$ ) tout en présentant une force de désactivation semblable ( $p > 0,5$ ) à celle du TMA, du Resolve et du TMA "ionguard". Cependant, en se déformant plus que les autres alliages en bêta-titane au premier cycle, le Bendaloy a démontré un domaine d'activation nettement plus faible que ceux-ci. Selon la compagnie Rocky Mountain, le Bendaloy est capable des mêmes performances que les fils en TMA (Annexe V, p. 203). Les présents résultats permettent d'en douter.

Le TiMolium est un alliage caractérisé par les phases  $\alpha$  et  $\beta$  du titane. Cela lui confère des propriétés différentes des alliages en bêta-titane (Hazel et al., 1984; Hazel et al., 1986). Dans sa publicité, la compagnie T.P. Orthodontics affirme que le TiMolium avait la flexibilité et la mémoire élastique du fil en nickel-titane (Annexe VI, p. 204). La littérature rapporte que les fils en nickel-titane ont une flexibilité et une mémoire élastique supérieure aux fils en TMA (Kusy et Stevens, 1987; Nikolai et al., 1988; Kapila et Sachdeva, 1989; Waters, 1992). Or, lors des caractérisations au premier cycle, la rigidité et la force de désactivation du TiMolium furent plus élevées que celles des alliages en titane-molybdène à l'exception du Bendaloy et du TMA "ionguard". La rigidité du TiMolium représentait la moitié de celle de l'acier inoxydable, mais elle était  $1 \frac{1}{2}$  plus élevée que celle du TMA. Ces résultats furent conformes à ceux retrouvés dans la littérature pour ce type d'alliages (Hazel et al., 1984; Devanathan, 2000). Il présentait aussi un domaine d'activation inférieur. Ces résultats contredisent cette publicité. Le TiMolium posséderait néanmoins une bonne malléabilité (Devanathan, 1998).

Comme il fallait s'y attendre, le Tru Arch 0,016" x 0,022" a clairement démontré une rigidité supérieure ( $p < 0,001$ ) à celle du TMA 0,016" x 0,022" et des autres alliages à base de titane (Hazel et al., 1984; Kapila et Sachdeva, 1989; Devanathan, 2000). Elle doublait notamment la rigidité du Bendaloy et celle du TiMolium (Tableau XIV, p. 84).

Le Tru Arch 0,016" x 0,022" a aussi présenté la force de désactivation la plus élevée ( $p < 0,001$ ). Celle du TiMolium arrivait bon deuxième, mais demeurait plus élevée ( $p < 0,001$ ) que celles des alliages en titane-molybdène. Enfin, les domaines d'activation du Tru Arch 0,016" x 0,022" et du TiMolium étaient aussi plus faibles ( $p < 0,001$ ) que ceux des fils en bêta-titane à l'exception du Bendaloy qui s'était nettement montré qualitativement inférieur à ceux-ci. Donc, la capacité à conserver une force constante, pour ces deux fils, est inférieure à celles des fils en titane-molybdène.

Enfin, l'implantation ionique à l'azote n'a pas amélioré la rigidité, la force de désactivation et le domaine d'activation des fils 0,016" et 0,016" x 0,022" en TMA. Burstone et Farzin-Nia (1995) avaient obtenu les mêmes résultats concernant la rigidité. Ils avaient cependant observé une amélioration de 2,4 % à 10,1 % du domaine d'activation, mais ces résultats n'étaient pas confirmés par une analyse statistique.

### **Essai en déformation**

Le second volet de notre étude consistait à évaluer la déformation permanente à court terme de chacun des fils en alliages de titane-molybdène et en Ti-6Al-4V à trois temps différents (1, 5 et 60 minutes). Les échantillons furent les mêmes que ceux de l'étude en fatigue.

A l'origine, nous devions les tester sur une période de 28 jours afin de voir le comportement de cette propriété avec le temps. Mais des difficultés techniques, expliquées dans le chapitre 3, nous ont obligé à modifier l'approche expérimentale.

Avec un nouveau montage ressemblant à un test en trois points, les fils ne furent testés qu'à court terme sur une période de 60 minutes. L'observation plus précise du phénomène de fluage primaire expérimenté par ces fils a pu être faite au début de la contrainte, contrairement aux autres études portant sur des périodes plus longues (Barrowes, 1982; Hudgins et al., 1990; Wong et al., 1994). De plus, le montant de déformation permanente observée après une déflexion de 1 minute, donne une indication du domaine d'activation des fils (Wong et al., 1994).

Certaines tendances dans la déformation différée des fils ont pu être ainsi observées malgré la courte période de temps mesurée (60 minutes). Enfin, un dernier avantage de ce montage fut la possibilité de mesurer et de comparer les forces employées pour faire la déflexion.

Selon Thurow (1982), le domaine d'activation (working range) est le montant de déformation qu'un fil peut subir jusqu'à la limite élastique. Il décrit le montant de déplacement qu'un fil peut atteindre sous une charge maximale avec un seul ajustement. Selon Wong et al. (1994), le montant de déformation permanente observée après une déflexion de 1 minute, donne une appréciation du domaine d'activation des fils. Effectivement, un fil présentant une plus petite déformation pour une déflexion imposée semblable, doit éventuellement avoir une zone élastique (ou domaine d'activation) plus grande. Le domaine d'activation déterminé de cette façon n'est cependant pas très précis. Il vaudrait mieux l'étudier sur une courbe contrainte-déformation obtenue à partir d'un test en traction. Néanmoins, il permet de distinguer qualitativement les fils entre eux.

#### *Fils 0,016"*

Le domaine d'activation des alliages en titane-molybdène (excepté le Bendaloy) fut supérieur à celui du Tru Arch. L'implantation ionique a même permis d'améliorer le domaine d'activation du TMA. Effectivement, la déformation du TMA "colored" fut plus faible ( $p < 0,005$ ) que celle du TMA. Cependant, la différence générale observée qui était de 0,06 mm à 1 minute ne fut pas jugée cliniquement significative pour deux raisons.

La première est due à la dimension des boîtiers dans le système Edgewise. Un fil 0,016" mesure 0,41 mm. Or, lorsqu'un fil de cette dimension est inséré dans un boîtier 0,56 mm x 0,71 mm (0,022" x 0,028"), il existe un jeu de 0,15 mm dans le sens occluso-gingival. Avec ce type de boîtiers, les résultats obtenus en déformation par le TMA "colored" n'apparaissent pas être un avantage majeur sur ceux du TMA. Cependant, s'ils ont utilisés dans un boîtier 0,46 mm x 0,64 mm (0,018" x 0,025"), le jeu dans le sens occluso-gingival n'est plus que de 0,05 mm. La déformation plus faible du TMA "colored" semble devenir un avantage. Ainsi, dépendant de la technique employée, on pourrait tirer avantage des propriétés de ce fil.

Cependant, il faut tenir compte de la deuxième raison. Il s'agit des niveaux de force élevés qui sont présents lors d'une déflexion de 2 mm. La force engendrée par le TMA "colored" est de 7,42 N, ce qui excède largement les forces recommandées pour accomplir un mouvement dentaire physiologique (Proffit et Fields, 2000).

Le domaine d'activation des autres fils en bêta-titane (Bendaloy et Resolve) fut nettement inférieur ( $p < 0,05$ ) à celui du TMA et du TMA "colored"; le Bendaloy présentant même un domaine d'activation semblable à celui du Tru Arch ( $p > 0,8$ ). Donc, des appareils faits en Bendaloy, en Resolve et en Tru Arch nécessiteront une activation plus fréquente que ceux faits en TMA ou en TMA "colored".

La force du Tru Arch 0,016" fut nettement plus élevée ( $p < 0,001$ ) que celle du TMA et de celle des autres fils en titane-molybdène. Ces résultats sont en accord avec ceux retrouvés de la littérature (Kusy, 1981; Kusy et Greenberg, 1981; Waters, 1992). Après une minute de déflexion, la force du Bendaloy fut supérieure ( $p < 0,05$ ) à celle des autres fils en titane-molybdène. Avec le même niveau de force, le Resolve a déformé plus que le TMA. Ainsi, dans la perspective d'obtenir un mouvement dentaire physiologique, il est préférable d'utiliser un fil qui possède un grand domaine d'activation tout en transmettant aux dents des forces qui soient les plus légères possibles. Le TMA "colored" et le TMA semblent remplir ces conditions.

#### *Fils 0,016"x 0,022"*

Le domaine d'activation des fils 0,016" x 0,022" en titane-molybdène fut supérieur ( $p < 0,001$ ) à celui des fils en TiMolium et en Tru Arch à cause d'une déformation plus faible après une minute de déflexion. Cependant, parmi ces fils, une grande variation des domaines d'activation fut observée (Tableau XX, p. 101).

D'après nos résultats, le domaine d'activation du TMA et du TMA "ionguard" fut statistiquement supérieur ( $p < 0,05$ ) à celui des autres fils. Cependant, la différence de déformation entre le TMA et les autres fils (Resolve, Beta III, Bendaloy) n'est pas jugée cliniquement significative à cause de la dimension des lumières utilisées (0,56 mm X 0,71 mm) dans le système "Edgewise". De plus, le montant élevé des forces (environ 20 N) de ces alliages dépasse largement le niveau de force physiologique pour effectuer un alignement initial.

Cependant, la différence de déformation (0,27 mm) ( $p < 0,05$ ) entre le Bendaloy et le TMA commence à être assez importante pour en tenir compte dans le choix qualitatif des fils. Son domaine d'activation serait inférieur à celui du TMA. De plus, la force du Bendaloy fut aussi plus faible ( $p < 0,001$ ). Tous les autres fils avaient des forces de 20 N et plus.

Le domaine d'activation du TiMolium et du Tru Arch fut inférieur à celui du TMA et des autres fils en titane-molybdène. La déformation du TiMolium fut même supérieure à celle du Tru Arch. Elle a atteint presque 2,5 fois celle du Resolve tout en ayant une force équivalente (20 N). Son domaine d'activation est donc le plus faible des alliages à base de titane.

Comme notre montage imitait une situation clinique où l'activation d'un fil se fait vers une dent mal alignée, tous ces fils (0,016" et 0,016" x 0,022") ne pourraient pas répondre aux critères d'utilisation en vue d'un alignement initial. Ils déployaient des forces trop élevées. Cependant, le montage a permis de distinguer qualitativement les fils en titane-molybdène, du TiMolium et du Tru Arch. Les fils 0,016" x 0,022" en  $\beta$ -titane ont démontré un domaine d'activation supérieur à celui des fils en acier inoxydable et en Ti-6Al-4V. Ils pourront être facilement utilisés dans la conception de différents types d'appareils orthodontiques pour faire: l'ingression, l'égression et la rétraction des dents antérieures; le contrôle du troisième ordre, de la rotation et de la

position transverse des molaires; le contrôle du troisième ordre des incisives et le mouvement radiculaire en deuxième ordre et les plis de finition.

D'autres tests pourraient nous aider à déterminer plus précisément quel fil pourrait être utilisé dans une situation clinique donnée. Par exemple, un test en torsion aiderait à déterminer le domaine d'activation et le niveau de force des différents alliages pour les mouvements en 3<sup>e</sup> ordre. Des tests pour mesurer le domaine d'activation et la force engendrée des ressorts de rétraction (T-loop) aideraient aussi le clinicien à choisir le meilleur fil pour la fermeture des espaces.

#### *Déformation différée ou "creep deformation"*

L'étude de l'augmentation de la déformation permanente observée avec le temps permet d'évaluer le phénomène du relâchement des contraintes dans le matériel. Notre étude portait sur une courte période de temps contrairement à ce qui est retrouvé dans la littérature (Barrowes, 1982; Hudgins et al., 1990; Wong et al., 1994). Ces études portaient essentiellement sur les fils en Ni-Ti. Les fils en TMA n'ont servi que pour la comparaison.

La déformation différée est de nature décélérante (Wong et al., 1994). Des déformations permanentes additionnelles furent observées jusqu'à 14 jours (Hudgins et al., 1990; Wong et al., 1994). L'acier inoxydable en a connu jusqu'à 28 jours. Le taux élevé de déformation différée pendant le premier jour pour le TMA se rapporte au phénomène de fluage primaire (Wong et al., 1994).

Dans notre étude, tous les fils (0,016" et 0,016" x 0,022") ont démontré leur déformation la plus importante après une 1 minute de déflexion. Entre 1 et 60 minutes, les fils 0,016" ont présenté une déformation différée variant de 2,2 % pour le Resolve à 4,1% pour le Tru Arch (Tableau XXV, p. 153).

	<i>Déformation différée</i>			
	<i>1-5 minutes</i>	<i>5-60 minutes</i>	<i>Total (1-60 minutes)</i>	
<i>Fils 0,016"</i>	<i>(%)</i>	<i>(%)</i>	<i>(%)</i>	<i>(mm)</i>
<i>Bendaloy</i>	2,2	1,4	3,6	0,073
<i>Resolve</i>	1,1	1,1	2,2	0,044
<i>TMA</i>	1,5	1,7	3,2	0,063
<i>TMA "colored"</i>	1,4	1,7	3,1	0,062
<i>Tru Arch</i>	2,4	1,7	4,1	0,081

*Tableau XXV: Tableau représentant la déformation différée. Fils 0,016".*

La déformation différée fut de nature décélérante pour tous les fils. Dans la période (1-5 minutes) suivant la déformation initiale, le Bendaloy et le Tru Arch ont présenté une déformation différée plus grande ( $p < 0,05$ ) que celle des autres fils. Il semblerait que ces deux fils subissent un relâchement des contraintes plus rapidement que le Resolve, le TMA et le TMA "colored". Ces derniers ont connu une déformation différée constante ( $p > 0,05$ ) durant les deux périodes.

Dans la période de 1 à 60 minutes, la déformation différée des fils 0,016" x 0,022" a varié de 3,8 % pour le Tru Arch à 5,6% pour le Beta III. Après 60 minutes, le Tru Arch, le Bendaloy et le TiMolium ont montré les plus faibles déformations différées (Tableau XXVI, p. 154). Ces fils avaient curieusement présenté le plus de déformation après 1 minute de déflexion.

	<i>Déformation différée</i>			
	<i>1-5 minutes</i>	<i>5-60 minutes</i>	<i>Total (1-60 minutes)</i>	
<i>Fils 0,016" x 0,022"</i>	<i>(%)</i>	<i>(%)</i>	<i>(%)</i>	<i>(mm)</i>
<i>Bendaloy</i>	2,3	1,7	4,0	0,078
<i>Beta III</i>	2,9	2,7	5,6	0,111
<i>Resolve</i>	2,5	2,7	5,2	0,105
<i>TiMolium</i>	2,8	1,4	4,2	0,085
<i>TMA</i>	2,2	2,7	4,9	0,098
<i>TMA "ionguard"</i>	2,4	3,0	5,4	0,108
<i>Tru Arch</i>	2,1	1,7	3,8	0,076

*Tableau XXVI: Tableau représentant la déformation différée. Fils 0,016" x 0,022".*

La déformation est de nature décélérante pour tous les fils mais ne se manifeste pas de la même façon. Tous les fils 0,016" x 0,022" ont présenté leur plus grande déformation entre 0 et 1 minute. Après cette première période, la déformation différée est entrée en jeu. Pour certains fils, la déformation différée s'est poursuivi d'une façon constante de 1 à 60 minutes; pour d'autres, elle fut plus élevée pendant la période de 1 à 5 minutes et a décré par la suite. Ainsi, le TiMolium et le Bendaloy ont démontré une déformation différée pendant la période de 1 à 5 minutes  $t_{st}(p<0,05)$ . Pour la période qui a suivi, elle a chuté dramatiquement (Figure 5.22, p.133).

L'acier inoxydable, le Resolve et le Beta III ont démontré une déformation différée constante entre les deux périodes (1-5 et 5-60 minutes)  $t_{st}(p>0,2)$ . Enfin, ce fut pendant la période de 5 à 60 minutes que le TMA et le TMA "ionguard" ont présenté leur déformation différée la plus élevée après celle de leur déformation initiale  $t_{st}(p<0,005)$ .

Il est difficile d'expliquer ce comportement du TMA et du TMA "ionguard". La manipulation des fils est peut-être en cause. Cependant, une différence statistique fut trouvée; ce qui peut éliminer ce biais. Les propriétés élastiques et plastiques de ces fils peuvent aussi en être la cause. Il faudrait étudier leur comportement sur une période de temps plus longue. On a aussi observé le même phénomène pour les fils 0,016" mais aucune différence statistiquement significative n'avait été notée.

On peut sans crainte affirmer que le TiMolium et le Bendaloy ont principalement déformé pendant les cinq premières minutes des tests en déformation. Pour les autres fils (Beta III, Resolve, Tru Arch, TMA, TMA Ionguard), la déformation a continué à augmenter d'une façon constante. Comme la déformation différée se produit principalement dans les 24 premières heures, il faudrait augmenter la période des tests à celle retrouvée dans la littérature (Hudgins et al., 1990; Wong et al., 1994). Cela nous permettrait d'établir des comparaisons valables entre les fils et avec ces études.

Dans l'étude de Hudgins et al. (1990), le TMA après une déformation initiale de 20%, a expérimenté une déformation additionnelle de 0,8%. La déformation additionnelle du TMA fut de 17,66% pour une déflexion de 2,9 mm dans l'étude de Wong et al. (1994). Dans la nôtre, le TMA 0,016" x 0,022" a connu une déformation additionnelle de presque 5% en 60 minutes. Ces différences sont dues à plusieurs facteurs. Le bas niveau de déformation différée obtenue par Hudgins et al. (1990) est due à la prise de la première mesure de la déformation permanente après 1 jour. Notre étude et celle de Wong et al. (1994) a enregistré la première mesure après 1 minute de déflexion.

Lopez et al. (1979) a observé qu'une grande proportion de la déformation différée survenait pendant les cinq premières minutes de déflexion pour le Nitinol. Pour le TMA, elle se produit principalement pendant le premier jour (Hudgins et al., 1990; Wong et al., 1994). Ainsi, elle fut d'environ 12 % (Wong et al., 1994). Nos résultats

ont montré qu'après une déformation initiale importante, le TMA présentait une déformation différée constante pendant la première heure qui a atteint presque 5%.

L'augmentation de la déformation permanente pour les fils en acier inoxydable est plus élevée, dans notre étude, que celle rapportée par Wong et al. (1994). Après 1 heure, la déformation de l'acier inoxydable dans leur étude était de 1,2%, comparativement à 4 % dans la nôtre. Une explication possible se trouve au niveau de la mesure des déflexions. Nous avons utilisé une tête micrométrique d'une grande précision tandis qu'ils utilisaient un microscope. De plus, pour faire notre mesure, nous n'avions pas à manipuler les fils. Ce qui n'était pas le cas pour Wong et al. (1994). Une autre explication possible pour cette différence fut l'utilisation d'un autre type d'alliage en acier inoxydable (Tru -Chrome de Rocky Mountain versus Tru Arch de "A" Company).

#### *Implantation ionique*

Selon nos résultats, l'implantation ionique du TMA 0,016" a permis d'augmenter son domaine d'activation. De plus, le TMA "colored" a présenté une force plus faible ( $p < 0,05$ ) que celle du TMA aux temps 1 et 60 minutes. Contrairement au fil 0,016", le domaine d'activation du TMA 0,016" x 0,022" n'a pas été amélioré par l'implantation ionique. Seule, la force observée aux temps 1, 5 et 60 minutes du TMA "ionguard" fut plus faible ( $p < 0,05$ ) d'environ 15%.

Cette différence de comportement peut être expliquée principalement par deux facteurs. Une friction plus faible due à l'implantation ionique serait le premier facteur. Elle faciliterait l'utilisation d'une force moindre pour réaliser la déflexion de 2 mm. Un second facteur serait effectivement une amélioration du domaine d'activation du fil implanté. Burstone et Farzin-Nia (1995) ont observé une amélioration du domaine d'activation de 2,4% à 10,1%. Dans notre étude, le TMA "colored" a présenté une

amélioration de 3% ( $p < 0,005$ ) du domaine d'activation tandis que le TMA "ionguard" en a eu une d'environ 1,5% ( $p > 0,2$ ). Burstone et Farzin-Nia (1995) expliquaient ces écarts par une technique d'implantation ionique différente.

Enfin, le TMA 0,016" et le TMA "colored" ainsi que le TMA 0,016" x 0,022" et le TMA "ionguard" se sont comportés d'une façon similaire quant à l'augmentation de la déformation avec le temps. Aucune différence statistiquement significative ne fut notée.

La signification clinique de la déformation en fonction du temps n'est pas claire. La principale raison est l'incertitude entourant le concept d'une force optimale pour le mouvement dentaire. Selon la théorie de la relaxation des contraintes, la déformation élastique est convertie en déformation plastique (creep strain) et résulte dans une diminution de la force exercée par le fil (Wong et al., 1994). Dans notre étude, la déformation a effectivement augmenté avec le temps. Cependant, le niveau de la force appliquée est demeurée sensiblement le même. Pour vérifier la théorie il faudrait évaluer ce phénomène à long terme en mesurant la déformation et la force. Cependant, vu le niveau élevé des forces mesurées (Tableau XIX, p.100; tableau XX, p. 101), il n'est pas certain qu'une baisse de celles-ci avec le temps résultera dans une diminution du montant du mouvement dentaire. Cependant, une résilience plus petite pourrait conduire à un mouvement dentaire plus faible. Au niveau clinique, des activations et des changements de fil plus fréquents peuvent être requis si le fil utilisé a subi une grande déformation différée.

#### *Phases de traitement et choix des fils*

A la lumière des résultats en fatigue et en déformation, le tableau XXVII (p. 158) suggère une sélection de fils à utiliser lors du traitement orthodontique. Il ne faut pas

oublier que le choix des fils demeure toujours à la discrétion du clinicien selon sa technique et sa philosophie appliquées.

<i>Phase de traitement</i>	<i>Fils utilisés</i>
1- Phase d'alignement et de nivellement	Ni-Ti / Acier inoxydable multibrin
2- Phase intermédiaire:	Acier inoxydable / TiMolium / $\beta$ -titane / Ni-Ti
Fermeture des espaces	Acier inoxydable/ TiMolium / $\beta$ -titane
3- Phase de finition	Acier inoxydable / TiMolium / $\beta$ -titane / Ni-Ti

*Tableau XXVII: Fils utilisés en fonction de la phase du traitement orthodontique.*

Les fils en Ni-Ti et en acier inoxydable multibrin sont les plus adaptés pour la phase d'alignement initial car ils possèdent les propriétés suivantes: un bas module d'élasticité, une limite élastique élevée et une excellente mémoire élastique.

Tous les fils en titane-molybdène et en TiMolium peuvent être utilisés dans la phase intermédiaire au même titre que l'acier inoxydable et les fils en Ni-Ti. Cependant les fils en  $\beta$ -titane à cause d'un meilleur domaine d'activation et d'une rigidité plus faible sont mieux adaptés pour accomplir certains mouvements dentaires comme: l'ingression, l'égression et la rétraction des dents antérieures; le contrôle du troisième ordre, de la rotation et de la position transverse des molaires; le contrôle du troisième ordre des incisives et le mouvement radiculaire en deuxième ordre.

La phase de finition a comme objectif la stabilisation de l'occlusion. Le clinicien optera pour le fil qui lui donnera le plus d'avantages selon une situation clinique donnée.

**CHAPITRE SEPT**

**CONCLUSIONS**

## 7. CONCLUSIONS

---

Depuis le début des années 1980, un alliage à base de titane-molybdène appelé TMA (Ormco, Glendora, USA) fait partie de l'arsenal clinique des orthodontistes. De nouveaux fils en bêta-titane ont été récemment mis en marché par les compagnies concurrentes. Notre étude voulait élargir les connaissances acquises sur les fils orthodontiques et avait deux objectifs: 1) le premier était d'évaluer la résistance en fatigue de ces nouveaux fils pour les comparer aux fils en Ni-Ti de l'étude de Bernard (1999). 2) Le second était d'étudier la déformation permanente à court terme de ces mêmes alliages.

Les résultats obtenus de la résistance en fatigue ont montré les défaillances de notre protocole. La comparaison de la résistance en fatigue des fils en Ni-Ti et en titane-molybdène n'a pu être faite car la limite d'élasticité des fils en  $\beta$ -titane fut dépassée lors des flexions imposées de 2 mm. La recommandation suivante est suggérée: pour vérifier la résistance mécanique en fatigue des différents échantillons, le protocole doit être ajusté au comportement élastique de chacun. Il faudrait déterminer leur limite d'élasticité par un test en traction. Néanmoins, les courbes force/déplacement obtenues lors de la caractérisation au premier cycle des différents fils en titane-molybdène a permis de les distinguer entre eux et des fils en Ni-Ti pour les propriétés suivantes: la rigidité, la force de désactivation et le domaine d'activation. L'étude de celles-ci aidera l'orthodontiste à choisir le fil qui est le plus approprié à une situation clinique donnée.

## Essai en fatigue

1. Les courbes force/déplacement des différents alliages ont démontré que les alliages en titane-molybdène ont en général une rigidité et une force de désactivation plus faibles, un meilleur domaine d'activation que les fils en acier inoxydable et en TiMolium.
2. Ces caractéristiques permettent aux alliages en  $\beta$ -titane de trouver une application clinique dans les situations suivantes: l'ingression, l'égression et la rétraction des dents antérieures; le contrôle du troisième ordre, de la rotation et de la position transverse des molaires; le contrôle du troisième ordre des incisives et le mouvement radiculaire en deuxième ordre; les plis de finition.
3. Parmi les fils en  $\beta$ -titane, certains ont démontré de meilleures propriétés que les autres. Pour les fils 0,016", le TMA et le TMA "colored" ont démontré des qualités supérieures. Dans la recherche d'une force constante et légère, ces deux fils possèdent les meilleures caractéristiques de faible rigidité, de force de désactivation légère et constante et de bon domaine d'activation. Ces résultats furent démontrés statistiquement. Ces fils pourraient être utilisés dans des situations où l'alignement à faire est mineur.
4. Le Bendaloy 0,016" a démontré une rigidité et une force de désactivation plus élevées que celles du TMA mais inférieures à celles du Resolve. Il a présenté un domaine d'activation statistiquement inférieur par rapport aux fils en TMA. Le Bendaloy s'est montré qualitativement inférieur à ceux-ci.

5. Paradoxalement, le Resolve 0,016" a présenté une rigidité et une force de désactivation semblables à celles du Tru Arch tout en ayant un domaine d'activation inférieur à celui-ci; tandis que le Resolve 0,016" x 0,022" s'est comporté comme un fil en titane-molybdène qui a présenté une rigidité, une force de désactivation et un domaine d'activation semblables à ceux du TMA "ionguard" et du TMA. Cet écart de comportement entre les fils 0,016" et 0,016" x 0,022" du Resolve ne peut être expliqué que par un procédé de fabrication différent.
  
6. Pour les fils 0,016" x 0,022", le Beta III a offert le meilleur équilibre de faible rigidité, de force de désactivation légère et constante et de bon domaine d'activation. Parmi les fils en  $\beta$ -titane, il permet d'appliquer les forces les plus légères. Il serait un excellent choix à faire pour les différents mouvements dentaires décrits au deuxième point. Il s'est donc montré supérieur au TMA, au TMA "ionguard", au Resolve qui présentent néanmoins d'excellentes propriétés. Il pourrait être aussi utilisé dans des cas d'alignement mineur (moins de 1 mm).
  
7. Le Bendaloy 0,016" x 0,022" s'est nettement montré qualitativement inférieur aux autres fils en titane-molybdène même s'il présentait une force de désactivation semblable à ceux-ci. Il a obtenu une rigidité statistiquement supérieure à ce groupe à l'exception de celle du TMA "ionguard". Il présentait une rigidité et un domaine d'activation semblables à ceux du TiMolium. Son domaine d'activation fut statistiquement inférieur à ceux des fils en titane-molybdène.

8. La rigidité du TiMolium fut plus élevée statistiquement que celle des alliages en titane-molybdène, sauf celle du Bendaloy et du TMA "ionguard". Sa force de désactivation est statistiquement supérieure à ce groupe et son domaine d'activation est statistiquement inférieur, à l'exception de celui du Bendaloy.
9. Le Tru Arch 0,016" x 0,022" a démontré une rigidité et une force de désactivation plus élevée ( $p < 0,05$ ) que les alliages en titane-molybdène et en TiMolium. Son domaine d'activation était inférieur à celui des alliages en titane à l'exception de celui du TiMolium et du Bendaloy.
10. L'implantation ionique à l'azote du TMA ne lui procure pas de réels avantages cliniques. Ce procédé n'a pas amélioré statistiquement sa rigidité, sa force de désactivation et son domaine d'activation pour les fils 0,016" et 0,016" x 0,022" en TMA. La seule différence fut trouvée pour les forces de rappel du TMA "colored" qui étaient statistiquement inférieures à celles du TMA.
11. Aucun des fils 0,016" et 0,016" x 0,022" en titane-molybdène et en Ti-6Al-4V n'a présenté de courbe de superélasticité. Ces fils possèdent une rigidité nettement plus élevée que celles des fils en Ni-Ti. Contrairement à ceux-ci, leurs forces ne demeurent constantes en aucun endroit sur les courbes et ne font que diminuer pendant la désactivation. Dans les cas de chevauchement, l'utilisation de ces alliages n'est pas recommandée comme premier fil d'alignement.

### Essai en déformation

Le second volet a étudié la déformation permanente à court terme des alliages en titane-molybdène. La déformation obtenue après une minute de déflexion permet d'évaluer le domaine d'activation des fils. L'avantage, pour le clinicien, d'un grand domaine d'activation se trouve dans une activation moins fréquente des fils. La déformation différée des fils fut aussi étudiée.

12. Les fils en TMA 0,016", en TMA "colored", en TMA 0,016" x 0,022" et en TMA "ionguard" ont présenté statistiquement les plus petites déformations. Ces fils présentent donc les meilleurs domaines d'activation.
13. L'implantation ionique à l'azote du TMA a permis d'améliorer statistiquement le domaine d'activation des fils 0,016". Cependant, les différences générales observées entre le TMA 0,016" et le TMA "colored" ne furent que de 0,06 mm à 1 minute et de 0,07 mm à 60 minutes. Cliniquement, ces écarts ne semblent pas pertinents.
14. Aucune différence statistiquement significative ne fut trouvée entre la déformation du TMA 0,016" x 0,022" et du TMA "ionguard". Cependant, ce dernier a présenté des forces statistiquement inférieures (environ 15%) à celles du TMA pour les trois temps étudiés. Cette différence peut être expliquée par une friction diminuée entre le TMA "ionguard" et le support des fils.
15. Les fils 0,016" et 0,016" x 0,022" en Bendaloy ont obtenu des déformations statistiquement plus grandes que les autres fils en titane-molybdène aux temps 1, 5 et 60 minutes. Donc, le domaine d'activation des fils en Bendaloy est le plus faible des fils en titane-molybdène.

16. Le TiMolium a présenté, aux trois temps, les déformations les plus élevées statistiquement. Elles étaient notamment statistiquement supérieures à celles du Tru Arch (acier inoxydable). Ces deux alliages ont des domaines d'activations plus faibles que ceux des fils en  $\beta$ -titane.
17. Tous les alliages testés ont présenté une déformation différée ou dépendante du temps à des niveaux variés (de 2,2 à 4,1% pour les fils 0,016" et de 4,0 à 5,6% pour les fils 0,016" x 0,022").
18. Il est permis d'affirmer que le Tru Arch et le Bendaloy 0,016" se sont principalement déformés pendant les cinq premières minutes des tests en déformation. Pour les autres fils (Resolve, TMA, TMA "colored"), l'augmentation de la déformation s'est faite d'une façon constante.
19. Pour les fils 0,016" x 0,022", ceux qui ont démontré le plus de déformation différée furent le Beta III et le TMA "ionguard", suivis du TMA et du Resolve, ainsi que du Bendaloy, du TiMolium et du Tru Arch.
20. Il est permis d'affirmer que le TiMolium et le Bendaloy 0,016" x 0,022" se sont principalement déformés pendant les cinq premières minutes des tests en déformation. Pour les autres fils (Beta III, Resolve, Tru Arch, TMA, TMA "ionguard"), l'augmentation de la déformation s'est faite d'une façon constante.

21. En conclusion générale, les écarts observés entre les deux tests utilisés, dans ce mémoire, ne permettent pas de faire de généralisations mais certaines tendances ont pu être observées. Dans certaines situations cliniques demandant des forces plus légères et plus constantes, les fils en  $\beta$ -titane ont démontré des propriétés supérieures à celles des fils en acier inoxydable et en TiMolium. Cependant, puisqu'ils ne possèdent pas de propriétés superélastiques, ces fils présentent une rigidité et une force de désactivation supérieures à celles des fils en Ni-Ti et le domaine d'activation leur est inférieur. Parmi ceux-ci, les fils en TMA (0,016", 0,016" x 0,022", "colored" et "ionguard") ont constamment présenté les plus faibles déformations. Donc, ils ont démontré les meilleurs domaines d'activation. La constance de ces fils lors des tests en fatigue et en déformation augmente leur fiabilité clinique. Le Resolve 0,016" a présenté une déformation plus grande que le Resolve 0,016" x 0,022" lors des tests en fatigue et en déformation contrairement aux autres fils (sauf pour le Bendaloy). Les fils en Bendaloy furent qualitativement inférieurs par rapport aux autres fils de ce groupe. Enfin, la connaissance des résultats de ces différents tests aideront l'orthodontiste dans le choix thérapeutique des différents alliages.

**CHAPITRE HUIT**

**BIBLIOGRAPHIE**

## 8. BIBLIOGRAPHIE

---

1. AKAHORI, T., NIINOMI, M., FUKUNAGA, K., INAGAKIM, I. (2000). Effects of Microstructure on the Short Fatigue Crack Initiation and Propagation Characteristics of Biomedical  $\alpha/\beta$  Titanium Alloys. Metall. Trans. A., 31A: 1949-58.
2. ANDREASEN, G.F., HILLEMANN, T.B. (1971). An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. J.A.D.A., 82(6): 1373-5.
3. ANDREASEN, G.F., BARRETT, R.D. (1973). An evaluation of cobalt-substituted nitinol wire in orthodontics. Am. J. Orthod., 63: 462-470.
4. ANDREASEN, G.F., MORROW, R.E. (1978). Laboratory and clinical analysis of nitinol wire. Am. J. Orthod., 73: 142-151.
5. ASGHARNIA, M.K., BRANTLEY, W.A. (1986). Comparison of bending and tension tests for orthodontic wires. Am. J. Orthod., 89(3): 228-236.
6. ASH, M.M.Jr. (1984). *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology, and Occlusion*. 6<sup>th</sup> ed., W.B. Saunders Company, Philadelphia, 446p.
7. 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.
8. BARROWES, K.J. (1982). Archwire flexibility and deformation. J. Clin. Orthod., 16: 803-811.

9. BATHIAS, C., BAÏLON, J.P. (1980). *La fatigue des matériaux et des structures*. Maloine S.A. Editeur et Les Presses de l'Université de Montréal, Paris, 547p.
10. BAUMVOL I.J.R.(1984). Ion implantation metallurgy. *Ion implantation Science and Technology* édité par J.F. Ziegler, Yorktown Heights, pp.261- 310.
11. BERNARD, D. (1999). Evaluation in vitro de la fatigue de fils orthodontiques de nickel-titane soumis à un test de pliage en trois points. 116p. Mémoire de Maîtrise ès Sciences, Option Orthodontie, Université de Montréal.
12. BERY, A.(1980). *L'orthodontie*. Presses Universitaires de France, Collection Que sais-je? 1<sup>e</sup> édition, 128p.
13. BLACKBURN, M.J., WILLIAMS, J.C. (1969). Strength, Deformation Modes and Fracture in Titanium-Aluminium Alloys. Trans. Quart., 62(2): 398-409.
14. BURSTONE, C.J., BALDWIN, J.J., LAWLESS, D.T.(1961). The application of continuous forces to orthodontics. Angle Orthod., 31(1): 1-14.
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. (1981). Variable-modulus orthodontics, Am. J. Orthod., 80(1): 1-16.
17. BURSTONE C.J., GOLDBERG A.J.(1983). Maximum forces and deflections from orthodontic appliances. Am. J. Orthod., 84(2): 95-103.

18. BURSTONE, C.J., QIN B., MORTON, J.Y. (1985). Chinese Niti wire: a new orthodontic alloy. Am. J. Orthod. Dentofac Orthop., 87: 445-452.
19. BURSTONE, C.J. (1987). Welding of T.M.A. Wire clinical applications. J. Clin. Orthod., 21(9): 609-615.
20. BURSTONE, C.J., QIN B., MORTON, J.Y. (1988). Traduit par MP. Filleul et L. Kretz : Chinese Niti wire: a new orthodontic alloy. Rev. Orthop. Dento Faciale, 22: 59-72.
21. BURSTONE, C.J., FARZIN-NIA, F. (1995). Production of low-friction and colored TMA by Ion Implantation. J.Clin. Orthod., 29(7): 453-461.
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. COHEN, R.A., NIKOLAI, R.J., COHEN, G.D. (1984). On flexural stiffnesses and elastic ranges of multistrand orthodontic wires. J. Dent. Res., 63: 295.
25. COLLINGS, E.W.(1984). *The physical metallurgy of titanium alloys*. Metals Park, American Society for Metals, 261p.
26. COUNCIL ON DENTAL MATERIALS AND DEVICES. (1977). American Dental Association Specification No.32 for orthodontic wires not containing precious metals. J. Am. Dent. Assoc., 95: 1169-77.

27. DALSTRA, M., MELSEN, B.(1999). Force systems developed by six different cantilever configurations. Clinical Orthodontics & Research, 2(1): 3-9.
28. DAVIDOVITCH, Z. (1994). Le déplacement dentaire, traduit par Boris Terk. Rev. Orthop. Dento Faciale, 28: 337-384.
29. 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.
30. DEBLOCK, L., LUCHT, M. (1986). Présentation de la question mise en discussion: Contribution au choix du fil orthodontique. Orthodontie Française, 57: 809-822.
31. DEBLOCK, L., RAY, B., GUINGAMP, N., PETITPAS, L.(1997). Biomécanique de l'ingression incisive: son contrôle en technique segmentée de Burstone. Rev. Orthop. Dento Faciale, 31: 183-198.
32. DEBLOCK, L., MOUROT, D., EBERHARDT A.(1998). Comportement en fatigue du T.M.A. Rev. Orthop. Dento Faciale, 32: 479-495.
33. DEVANATHAN, D. (1998). Recent advances in titanium wire technology. Investigation Performed at the Research Laboratories of TP Orthodontics, Inc., LaPorte, Indiana.
34. DEVANATHAN, D. (2000). Communication personnelle.

35. DONACHIE, M.J. Jr. (1985). Titanium. *Metal Handbook Desk Edition*, American Society for Metals, Metals Park, Ohio, Chap.2 et 9.
36. DONOVAN, M.T., LIN, J.J., BRANTLEY, W.A., CONOVER, J.P. (1984). Weldability of B-titanium arch wires. Am. J. Orthod., 85(3): 207-16.
37. DRAKE, S.R., WAYNE, D.M., POWERS, J.M., ASGAR, K. (1982). Mechanical properties of orthodontics wires in tension, bending, and torsion. Am. J. Orthod., 82(3): 206-210.
38. DRESCHER, D., BOURAUDEL, C., SONNEBORN, W., SCHMUTH, G.P.F. (1994). Dauerbruchfestigkeit orthodontischer nickel-titan-drähte. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 104(5): 578-584.
39. FILLEUL, M.P., BOURGOIN, G.(1984). Comparaison de la rigidité en torsion des fils couramment utilisés en orthodontie. Rev. Orthop. Dento Faciale, 18(1): 67-75.
40. FILLEUL, M.P., BOURGOIN, G. (1985). Comparaison de la raideur en torsion des fils couramment utilisés en orthodontie. Rev. Orthop. Dento Faciale, 19(4): 537-46.
41. FLAGEUL, F. (1988). L'utilisation orthodontique des alliages dits « à mémoire de forme ». Rev. Orthop. Dento Faciale, 22: 31-38.
42. FLETCHER, M.L. (1992). A study of phase transformations for superelastic nickel-titanium orthodontic archwires. 85p. Master Thesis of Science, The Ohio State University.

43. FROES, F.H., CAPENOS, J.M., WELLS, M.G.H.(1973). Alloy partitioning in beta III and effect on aging characteristics. *Titanium science and technology*. ( Proc. Second Int. Conf. On Titanium, Boston) Plenum Press, pp.1621-33.
44. GAWLIK, G., JAGIELSKI, J., PODGORSKI, A.(1986). Fatigue-Life Enhancement of Nitrogen-Implanted Chromium Steel. Phys. Stat. Sol. (a), 95(2): 453-458.
45. GARNER, L.D., ALLAI, W.W., MOORE, B.K. (1986). A comparison of frictional forces during stimulated canine retraction of a continuous edgewise archwire, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 90(3): 199-203.
46. GIANELLY, A.A. (1969). Force-induced changes in the vascularity of the periodontal ligament, Am. J. Orthod., 55(1): 5-11.
47. GOLDBERG, A.J., VANDERBY, R.Jr., BURSTONE, C.J. (1977). Reduction in the Modulus of Elasticity in Orthodontics Wires. J. Dent. Res., 56(10): 1227-1231.
48. GOLDBERG, A.J., BURSTONE, C.J.(1979). An evaluation of Beta-titanium alloys for use in orthodontic applications. J. Dent. Res., 58: 593-600.
49. GOLDBERG, A.J., BURSTONE C.J. (1982). Status report on Beta-titanium orthodontic wires. J. Am. Dent. Assoc., 105: 684-685.
50. GOLDBERG, A.J., MORTON, J., BURSTONE, C.J. (1983). The flexure modulus of elasticity of orthodontic wires. J. Dent. Res., 62: 856-8.

51. GOLDMAN, H.M., GIANELLY, A.A.(1972). Histology of Tooth Movement. Dent. Clin. of North America, 16(3): 439-448.
52. GOLLNER, P., BANTLEON, H.P., INGERVALL, B. (1993). Force delivery from a transpalatal arch for the correction of unilateral first molar cross-bite. Eur. J. Orthod., 15(5): 411-20.
53. GRABER, T.M., VANARSDALL, R.L. (2000). *Orthodontics: Current Principles and Techniques*. 3<sup>rd</sup> edition, Mosby, St-Louis, 1040p.
54. GUENIN, G. (1988). Effet mémoire de forme et phénomènes associés. Rev. Orthop. Dento Faciale., 22: 17-28.
55. 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., 93(6): 508-513.
56. HAZEL, R.J., SOKEL, B.N., WEST, V.C. (1984). Near-alpha titanium – a potentially new orthodontic archwire material. Aust. Orthod. J., 8: 90-91.
57. HAZEL, R.J., WEST, V.C. (1986). The importance of mechanical behaviour in orthodontic archwires. Aust. Orthod. J., 9(4): 317-20.
58. 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): 283-8.

59. 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.
60. INGERVALL, B., HONIGL, K.D., BANTLEON, H.P. (1996). Moments and forces delivered by transpalatal arches for symmetrical first molar rotation. Eur. J. Orthod., 18(2): 131-9.
61. INGRAM, S.B., GIPE, D.P., SMITH, R.J. (1986). Comparative range of orthodontic wires. Am. J. Orthod., 90: 296-307.
62. JAFFEE, R.I., BURTE, H.M. (1973). *Titanium science and technology*. (Proc. Second Int. Conf. On Titanium, Boston) Plenum Press, pp. 1945-56, 1621-33, 1969-80.
63. JAFFEE, R.I.(1973). Critical review metallurgical synthesis. *Titanium science and technology*. (Proc. Second Int. Conf. On Titanium, Boston) Plenum Press, pp.1665-1693.
64. JOHNSON, E., LEE, R.S.(1989). Relative Stiffness of Orthodontic Wires. J. Clin. Orthod., 23(5): 353-63.
65. JORDAN, L., FILLEUL, M.P., PORTIER, R. (1997). Les arcs orthodontiques à mémoire de forme : structure et propriétés. Rev. Orthop. Dento Faciale, 31: 199-211.
66. KALRA, V. (1998). Simultaneous Intrusion and Retraction of the Anterior Teeth. J. Clin. Orthod., 32(9): 535-540.

67. KAPILA, S., SACHDEVA, R. (1989). Mechanical properties and clinical applications of orthodontics wires. Am. J. Orthod., 96(2): 100-109.
68. KAPILA, S., ANGOLKAR, P.V., DUNCANSON, M.G. Jr., NANDA, R.S. (1990). Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontics wires of four alloys. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 98(2): 117-26.
69. 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.
70. 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.
71. KLUMP, J.P., DUNCANSON, M.G., NANDA, R.S., CURRIER, G.F. (1994). Elastic energy/stiffness ratios for selected orthodontic wires. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 106(6): 588-596.
72. KULA, K., PHILIPS, 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): 577-580.
73. KUSY, R.P.(1981). Comparison of nickel-titanium and beta titanium wire sizes to conventional orthodontic arch wire materials. Am. J. Orthod., 79(6): 625-629.

74. KUSY, R.P., GREENBERG, A.R. (1981). Effects of composition and cross section on the elastic properties of orthodontic wires. Angle Orthod., 51(4): 325-41.
75. KUSY, R.P., GREENBERG, A.R.(1982). Comparison of the elastic properties of nickel-titanium and beta titanium archwires. Am. J. Orthod., 82(3): 199-205.
76. KUSY, R.P. (1983). On the use of nomograms to determine the elastic property ratios of orthodontic arch wires. Am. J. Orthod., 83(5): 374-81.
77. 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.
78. KUSY, R.P., STUSH, A.M. (1987). Geometric and material parameters of nickel-titanium and a beta titanium orthodontic arch wire alloy. Dent. Mater., 3: 207-217.
79. KUSY, R.P., STEVENS, L.E. (1987). Triple-stranded stainless steel wires- evaluation of mechanical properties and comparison with titanium alloy alternatives. Angle Orthod., 57: 18-32.
80. KUSY, R.P., WHITLEY, J.Q. (1989). Effects of sliding velocity on the coefficients of friction in a model orthodontic system. Dent. Mater., 5(4): 235-240.

81. KUSY, R.P., WHITLEY, J.Q. (1990). Coefficients of friction for archwires in stainless steel and polycrystalline alumina brackets slots. Am. J. Orthod., 98(4):300-12. ( erratum publié dans l'AJO 1993, 104(4):26A).
82. KUSY, R.P., WILSON, T.W. (1990). Dynamic mechanical properties of straight titanium alloy arch wires. Dent. Mater., 6:228-236.
83. KUSY, R.P., TOBIN, E.J., WHITLEY, J.Q., SIOSHANSI, P. (1992). Frictional coefficients of ion-implanted alumina against ion-implanted beta-titanium in the low load, low velocity, single pass regime. Dent. Mater., 8: 167-172.
84. KUSY, R.P. (1997). A review of contemporary archwires: Their properties and characteristics. Angle Orthod., 67(3): 197-208.
85. LACHNITT, J. (1974). *Le titane et ses applications*. Presses Universitaires de France, Collection Que sais-je?, 123p.
86. LARSON, B.E., KUSY, R.P., WHITLEY, J.Q. (1987). Torsional elastic property measurements of selected orthodontic arch wires. Clin. Mater., 2: 165-79.
87. LOPEZ, I., GOLDBERG, J., BURSTONE, C.J.(1979). Bending characteristics of nitinol wire. Am. J. Orthod., 75(5): 569-575.
88. [1] LOREILLE, J.P. (1988). Les critères de choix d'un fil orthodontique. Rev. Orthop. Dento-Faciale, 22: 41-57.

89. [2] LOREILLE, J.P. (1988). Soudage et brasage des fils orthodontiques. Rev. Orthop. Dento-Faciale, 22 : 73-79.
90. McNAMARA, J.A., BRUDON, W.L. (1993). *Orthodontic and Orthopedic Treatment in the Mixed Dentition*. Ann Arbor, Needham Press, 365p.
91. MENDEZ, J., VIOLAN, P., DENANOT, MF. (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.
92. 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.
93. MEULIEN, P. (1990). Maîtrise de l'axe des incisives dans le sens vestibulo-lingual par un arc original en Titanium Molybdenum Alloy (T.M.A.). Rev. Stomal. Chir. Maxillofac., 91(5): 335-43.
94. MILLS, J.R.E. (1987). *Principles and practice of orthodontics*. 2<sup>ème</sup> édition, Churchill Livingstone, Singapore, 294p.
95. MITCHELL, L. (1996). *An introduction to Orthodontics*. Oxford University Press, Oxford, 233p.
96. MIURA, F., MOGI, M., OHURA, Y., HAMANAKA, H. (1986). The superelastic properties of the Japanese Niti alloy wire for use in orthodontics. Am. J. Orthod., 90(1): 1-10.

97. MOHLIN, B., MULLER, H., ODMAN, J., THILANDER, B. (1991). Examination of Chinese NiTi wire by a combined clinical and laboratory approach. Eur. J Orthod., 13: 386-391.
98. MOYERS, R., VAN DER LINDEN, F.P.G.M., RIOLO, M.L., McNAMARA, J.M. Jr. (1976). *Standards of Human Occlusal Development*. Craniofacial Growth Series #5. University of Michigan, Ann Arbor, 49-180.
99. MUELLER, H.J., CHEN, C.P. (1983). Properties of Fe-Cr-Mo wire. J. Dent., 11(1): 71-9.
100. MURRY, G.(1998). *Métallurgie de base simple mais indispensable*. Editions PYC Livres, Paris, 171p.
101. NAKANO, H., SATOH, K., NORRIS, R., JIN, T., KAMEGAI, T., ISHIKAWA F., KATSURA, H. (1999). Mechanical properties of several nickel-titanium wires in three point bending tests. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 115(4): 390-395.
102. NANDA, R. (1997). *Biomechanics in Clinical Orthodontics*. W.B. Saunders, Philadelphia, 332p.
103. NELSON, K.R., BURSTONE, C.J., GOLDBERG, A.J. (1987). Optimal welding of beta titanium orthodontic wires. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 92(3): 213-9.
104. 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.

105. NIKOLAI, R.J. (1995). Elastic responses to longitudinal torsion of single-strand, rectangular, orthodontic archwire segments. Dent. Mater., 11(3): 169-76.
106. NIKOLAI, R.J. (1997). Orthodontic wire: a continuing evolution. Sem. Orthod., 3(3): 157-65.
107. 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.
108. OHTANI, S., NICHIGAKI, M., NISHIMURA, T. (1973). The characteristics of Ti-Mo Beta Titanium alloy. *Titanium science and technology*. ( Proc. Second Int. Conf. On Titanium, Boston) Plenum Press, pp. 1945-56.
109. OLLU, J.F. (1992). Mémoire de forme: mythe ou réalité? Rev. Orthop. Dento Faciale., 26: 349-357.
110. PETERSEN, V.C., FROES, F.H., MALONE, R.F. (1973). Metallurgical characteristics and mechanical properties of Beta III, a heat-treatable beta titanium alloy. *Titanium science and technology*. ( Proc. Second Int. Conf. On Titanium, Boston) Plenum Press, pp.1969-80.
111. PIETTE, E., REYCHLER, H. (1991). *Traité de pathologies buccale et maxillo-faciale*. De Boeck-Wesmael, Bruxelles, 1977p.
112. PROFFIT, W.R., FIELDS, H.W.(2000). *Contemporary Orthodontics*. 3<sup>rd</sup> edition, Mosby, St-Louis, 742p.

113. REMISE, C. *Technique de l'arc segmenté*. Syllabus du cours de biomécanique SAB-6367. Faculté de médecine dentaire. Université de Montréal.
114. ROCK, W.P., WILSON, H.J. (1988). Forces exerted by orthodontic aligning archwires. Br. J. Orthod., 15(4): 255-9.
115. ROSE, E.C., JONAS, I.E., KAPPERT, H.F. (1998). In vitro investigation into the biological assessment of orthodontic wires. J. Orofac. Orthop., 59(5): 253-64.
116. RYAN, 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.
117. SARKAR, N.K., REDMOND, W., SCHWANINGER, B., GOLDBERG, A.J. (1983). The chloride corrosion behaviour of four orthodontic wires. J. Oral Rehabil., 10(2):121-8.
118. SCHAUS, J.G., NIKOLAI, R.J.(1986). Localised, transverse, flexural stiffnesses of continuous arch wires. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 89: 407-414.
119. SCHMIDT, H., SOLTANI-FARSHI, M. (1998). Effect of nitrogen implantation on the hydrogen depth distribution and fatigue properties of Ti<sub>6</sub>Al<sub>4</sub>V. Materials Sc. Engineering A., 248(1-2): 73-77.
120. SEGNER, D., IBE, D. (1995). Properties of superelastic wires and relevance to orthodontic treatment. Europ. J. Orthod., 17: 395-402.

121. SHASTRY, C.V., GOLDBERG, A.J. (1983). The influence of drawing parameters on the mechanical properties of two beta-titanium alloys. J. Dent. Res., 62(10): 1092-7.
122. SMITH, R.J. (1980). Mechanical and clinical properties of new orthodontic alloys. J. Balt. Coll. Dent. Surg., 34(2): 1-3.
123. SMITH, G.A., von FRAUNHOFER, J.A., CASEY, G.R. (1992). The effect of clinical use and sterilization on selected orthodontic arch wires. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 102(2): 153-159.
124. STAGGERS, J.A., MARGESON, D. (1993). The effects of sterilization on the tensile strength of orthodontic wires, Angle Orthod., 63(2): 141-4.
125. STUSH, A.M. (1985). *The elastic properties of titanium alloy orthodontic arch wires* (M.S. thesis) Chapel Hill, North Carolina: University of North Carolina.
126. TAI, Y., DE LONG, R., GOODKIND, R.J., DOUGLAS, W.H. (1992). Leaching of nickel-chromium and beryllium ions from base metal alloy in an artificial oral environment. Journal of Prosthetic Dentistry, 68(4): 692-7.
127. THUROW, R.C. (1982). *Edgewise orthodontics*. 4<sup>th</sup> edition, St-Louis, C.V. Mosby, 351p.
128. WATERS, N.E. (1992). A rationale for the selection of orthodontic wires. Eur. J. Orthod., 14: 240-245.

129. WILCOCK, A.J. (1989). Applied materials engineering for orthodontic wires. Aust. Orthod. J., 11(1): 22-9.
130. WILSON, D.F., GOLDBERG, A.J. (1987). Alternative beta-titanium alloys for orthodontic wires. Dent. Mater., 3(6):337-41.
131. WONG, E.K., BORLAND, D.W., WEST, V.C. (1994). Deformation of orthodontic archwires over time. Aust. Orthod. J., 13(3):152-8.

**CHAPITRE NEUF**

**ANNEXES**

## 9. ANNEXES

---

### ANNEXE I: Mouvements dentaires

Les mouvements dentaires peuvent être regroupés en trois catégories: mouvements de 1<sup>er</sup> ordre, 2<sup>ème</sup> ordre et 3<sup>ème</sup> ordres. Les mouvements de 1<sup>er</sup> ordre sont observés selon une vue occlusale. Ils comprennent des mouvements de rotation et d'alignement bucco-lingual. Les figures apparaissant dans cet annexe sont tirées du syllabus de cours du Dr Claude Remise, professeur titulaire à la Section d'orthodontie de la Faculté de médecine dentaire de l'Université de Montréal.

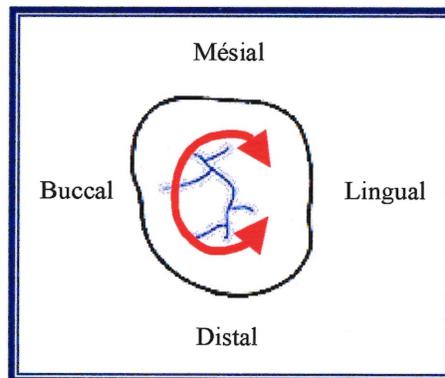


Figure 9.1: Mouvement de rotation

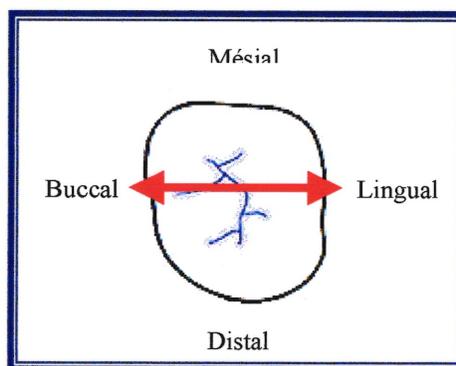


Figure 9.2: Alignement bucco-lingual

Les mouvements de 2<sup>ème</sup> ordre sont observés en vue buccale pour les dents postérieures et en vue labiale pour les dents antérieures. Ils comprennent les inclinaisons méso-distales et le niveau occluso-gingival.

Figure 9.3: Vue buccale d'une molaire.  
Inclinaisons méso-distales.

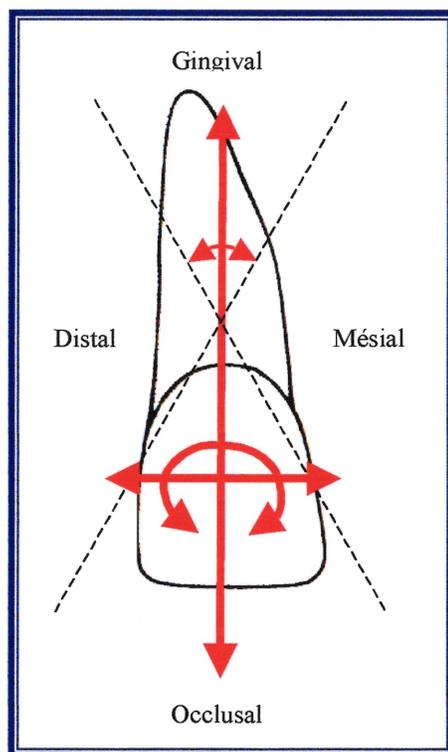
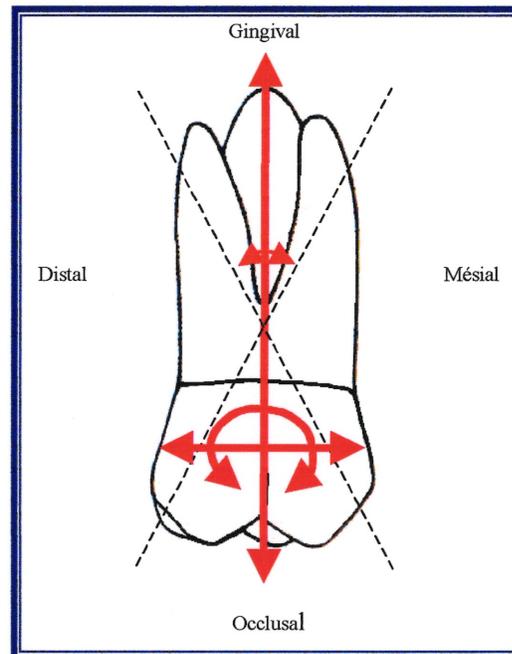


Figure 9.4: Vue labiale d'une incisive.  
Inclinaison méso-distales.

Les mouvements de 3<sup>ème</sup> ordre sont observés en vue mésiale ou en vue distale pour chaque dent prise individuellement. Ils comprennent l'inclinaison labio-linguale pour les dents antérieures et l'inclinaison bucco-linguale pour les dents postérieures.

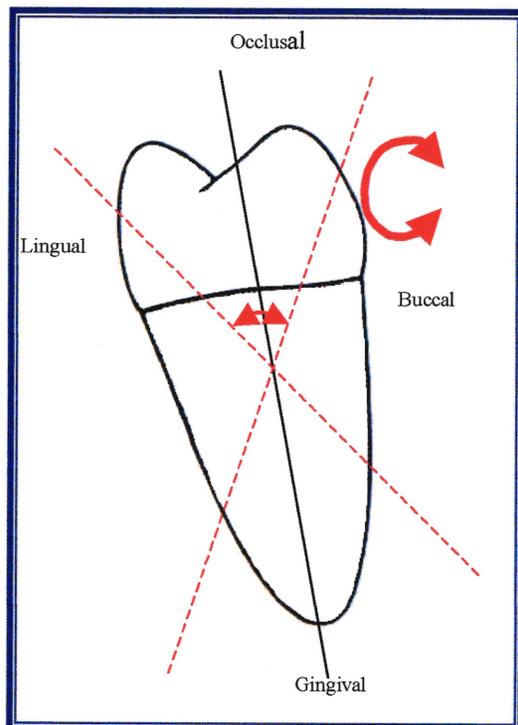


Figure 9.5: Vue mésio-distale d'une pré-molaire. Inclinaison bucco-linguale.

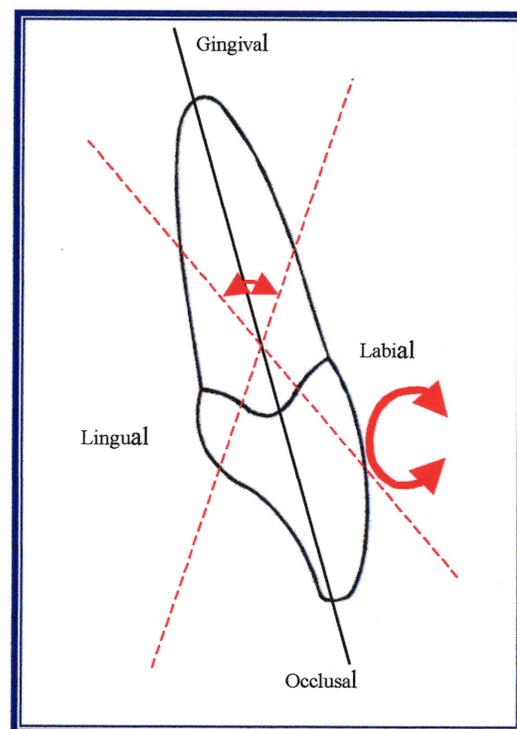


Figure 9.6: Vue mésio-distale d'une incisive. Inclinaison labio-linguale.

**ANNEXE II: Correspondance avec Dr Devanathan.**

Page 1 de 1

**Louis Cadotte**

---

**De :** Deva T Devanathan <Deva.T.Devanathan@TPORTHO.COM>  
**À :** Louis Cadotte [REDACTED]  
**Envoyé :** 10 octobre, 2000 09:06  
**Objet :** Re: Timolium

Dear Dr.Cadotte,

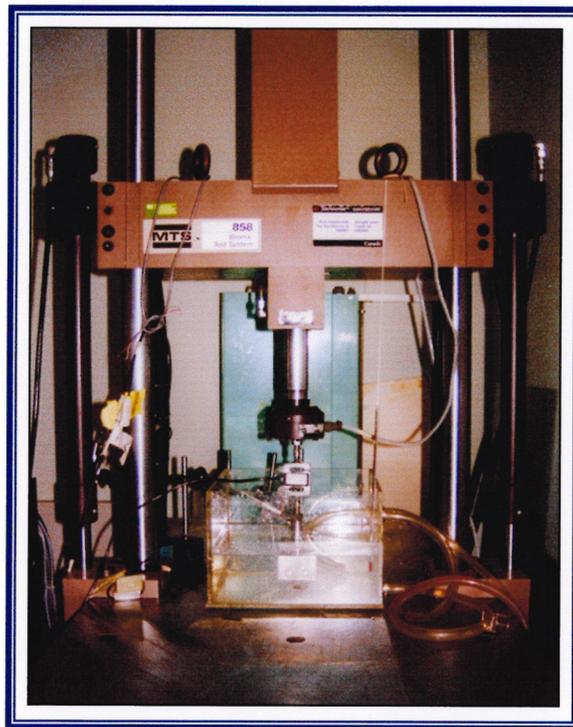
Timoleum is an entirely different alloy from TMA. Unlike TMA, Timoleum is an alpha-beta alloy. Its composition is 6 Al 4V<sub>a</sub> remaining Ti. It has a modulus of elasticity of 16.5, and a tensile strength of 130 ksi, while TMA is 11.5 and 115. Timoleum has twice the flexibility of stainless steel while delivering a higher force than TMA because of the higher modulus. It truly fits midrange from SS. and NITi in mechanical performance.

sincerely,  
Deva Devanathan.

### ANNEXE III-A: Montage de fixation et appareil de flexion en fatigue.

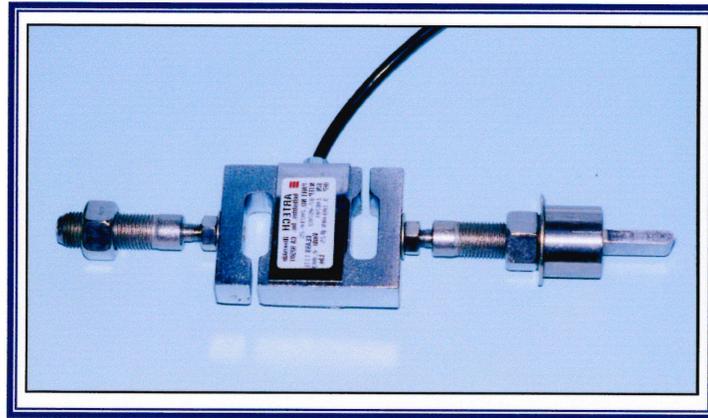
*Note: Le protocole suivant est le texte intégral tiré de la maîtrise du Dr Denis Bernard. Quelques adaptations furent nécessaires car les échantillons étudiés sont différents.*

Les études in vitro des équipes de Drescher et al. (1994) et de Miura et al. (1986) ont servi de modèles de base à l'établissement de notre protocole. Les tests de fatigue en flexion trois points ont été effectués par une machine de traction MTS 858 (Bionix Testing System) équipée d'une cellule de charge, testée en fatigue, de 1,25 kN (Figure 9. 1). La charge de 1 Newton équivalant à  $\pm 100$  grammes.



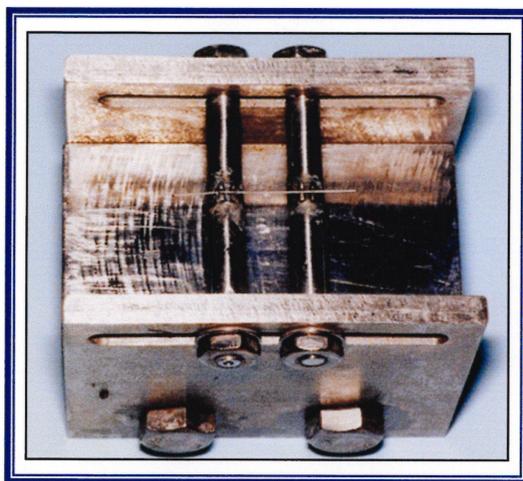
*Figure 9.7 : Appareil MTS-858 (Bionix testing system).  
(Photo gracieusement prêtée par Dr Bernard).*

Les tests de caractérisation pour l'enregistrement de la courbe de superélasticité exigeaient une précision accrue de l'appareillage. Ils ont été effectués à l'aide d'une cellule de charge statique Artech (type S) d'une capacité de 11,34 kilogrammes ( $\pm 110$  N) incorporée périodiquement à la machine (Figure 9.2).



*Figure 9.8: Cellule de charge Artech (25 livres).  
(Photo gracieusement prêtée par Dr Bernard).*

Les deux types de tests ont été contrôlés par une micro-console MTS 458. Chaque fil, durant son cyclage en fatigue et durant les caractérisations, était supporté par deux boîtiers orthodontiques conventionnels à doubles ailettes (twin) de la compagnie A (San Diego, CA, U.S.A.) d'une dimension 0,56 mm X 0,71 mm chacun soudé sur un cylindre usiné d'acier inoxydable (316). Les deux cylindres étaient vissés sur un montage d'acier inoxydable (316), de façon à avoir un espacement de 14 mm centre-à-centre. Le tout était solidement fixé à la table d'expérimentation à l'aide de boulons et d'écrous (Figure 9.3).



*Figure 9.9: Montage de support avec boîtiers et fil orthodontiques.  
(Photo gracieusement prêtée par Dr Bernard).*

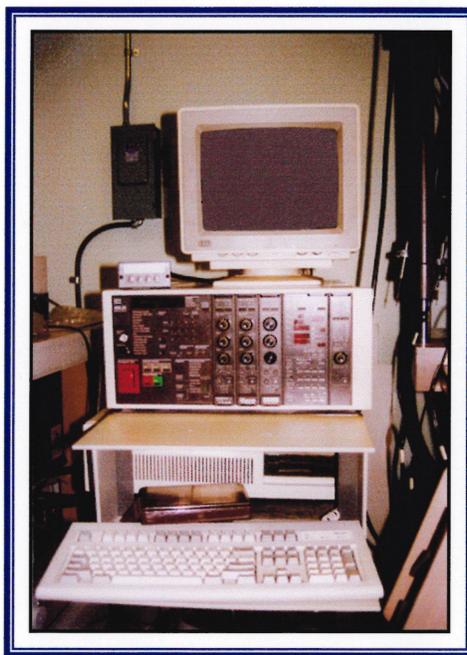
La stabilisation du fil était obtenue en le fixant, sur un seul de ses appuis, à l'aide d'une ligature élastomérique (Cerum Ortho, Calgary, Canada) le laissant libre de mouvement du côté de son second appui. La ligature élastomérique n'offrait pas une fixation parfaitement rigide du fil dans le fond du boîtier en raison de l'élasticité du matériau utilisé. Ce type de montage est reconnu dans la littérature et correspond assez bien à une situation clinique. Les sollicitations étaient appliquées sur la portion médiane du fil testé. Elles ont été appliquées par une tige d'acier de section rectangulaire possédant une extrémité arrondie d'un diamètre de 5 mm.

### **ANNEXE III-B: Système d'acquisition des données.**

*Note: Ce texte est tiré du protocole établi par Bernard (1999).*

La collecte des données a été effectuée à l'aide d'un ordinateur IBM (Personal Computer AT 386 équipé du logiciel Labtech NoteBook version 6.1.2 Laboratory Technology Corporation). Les données de temps (s), de déplacement (mm) et de Force (N) ont été enregistrées par le logiciel à une fréquence de 15 Hz, lors des caractérisations, et à une fréquence de 3 Hz pendant les sollicitations en fatigue.

L'information mesurée était accessible en tout temps sur l'écran de l'ordinateur pour permettre un suivi de la progression des tests. Seules les informations provenant des caractérisations (15 Hz) ont été sauvegardées pour des fins d'analyse, tandis que les prises de données pendant le cyclage (3 Hz) n'ont servi qu'à déterminer le nombre de cycles à la rupture (Figure 9.4).



*Figure 9.10: Ordinateur IBM 386 et console d'enregistrement.  
(Photo gracieusement prêtée par Dr Bernard).*

En périphérie, un Indicateur/Conditionneur (Micro P, Electro-Numeric), avec une sortie analogue de 0 à 10 Volts DC, a été utilisé pour alimenter la cellule de charge et renvoyer les signaux amplifiés de celle-ci. Il a aussi servi à la filtration des signaux, minimisant ainsi le bruit magnétique, en plus de permettre un équilibrage précis de la cellule de charge au début des caractérisations.

### **ANNEXE III-C: Manipulation.**

Cette section présente la méthode expérimentale employée lors des tests en fatigue.

#### ***Préparation des spécimens***

Il est important de préciser que tous les fils d'un spécimen donné proviennent d'un lot identique. Chaque paquet de fils provenant du manufacturier est inspecté. Ainsi, tous les fils subissent un examen sommaire (macroscopique) pour s'assurer qu'ils contiennent aucune imperfection visible. Les échantillons sont des fils orthodontiques standards vendus sur le marché, ils sont préformés suivant une forme d'arcade dentaire (arc) pour l'utilisation clinique. La portion médiane recourbée des fils est exclue car seules les extrémités des fils, d'une rectitude acceptable pour les tests, sont prélevées. D'un point de vue clinique, les portions latérales (rectilignes) sont les plus sollicitées lors de la mastication et présentent, pour nous, un plus grand intérêt dans cette étude en fatigue. Chaque extrémité a été coupée pour obtenir un échantillon d'une longueur de 30 mm.

#### ***Préparation du montage***

Le montage, placé au centre du bassin de salive artificielle, est vissé solidement à la table de la machine de traction MTS. Il est directement situé sous la cellule de charge. L'étanchéité du montage est assurée par du silicone placé autour des orifices de la vis de serrage et des tuyaux pour circulation de la salive. Une fois le montage complété, le bassin et la pompe sont remplis de salive artificielle. La pompe est ensuite actionnée pour faire circuler la salive, le niveau de solution est ajusté pour que le montage soit submergé d'au moins 5 mm. L'élément chauffant du thermorégulateur de la pompe est réglé pour atteindre et maintenir une température de 37°C tout au long de l'expérimentation.

La cellule de charge statique de 11,34 kilos ( $\pm 110$  N) est installée entre l'applicateur de charge et la cellule de la machine (1,25 kN), tout en s'assurant que l'applicateur est centré entre les deux boîtiers supportant l'échantillon.

### ***Fixation des fils***

Le fil à tester est déposé dans la rainure principale des deux boîtiers du montage de manière à ce qu'il soit centré par rapport à ses appuis latéraux. Il est placé ainsi pour accueillir la sollicitation en son centre. Le fil est ensuite attaché à l'un des deux boîtiers par une ligature élastomérique à l'aide d'une précelle à ligaturer. La fixation doit se faire en prenant soin de ne pas appliquer de contraintes autres que celles appliquées par la ligature. Pour le cas des fils 0,016" où la courbure est non négligeable en raison de la forme d'arc plus accentuée, il fut décidé de les orienter courbure vers le bas. Cette position fut jugée comme étant la plus stable dans les circonstances, sinon, le fil testé aurait pu se déplacer et occasionner de faux résultats. Quant à eux, les fils 0,016 X 0,022" furent positionnés dans le sens "Edgewise". Cette préparation du montage est similaire à celle utilisée dans plusieurs études impliquant l'utilisation d'un test de flexion en trois points (Drescher et al., 1994; Kapila et al., 1991; Kapila et al., 1992; Mohlin et al., 1991; Miura et al., 1986; Smith et al., 1992; Yoneyama et al., 1992; Yoneyama et al., 1993).

### *Exécution des tests*

Après avoir fixé le fil sur le montage, on descend l'applicateur de charge jusqu'au premier contact de celui-ci avec l'échantillon. On ajuste ensuite le zéro sur l'échelle de déplacement et sur l'échelle de force. Au tout premier cycle, on lance le système d'acquisition de données pour le test de caractérisation (15 Hz) des propriétés du fil. La vitesse de la déflexion est ajustée à 5 mm/min pour un cycle de chargement d'une déflexion totale de 2 mm. Il est possible, lors de ces cycles, de vérifier sur l'écran de l'ordinateur le déroulement des tests par l'enregistrement des diverses courbes (ex.: force vs déplacement, force vs temps, etc.). Une observation visuelle continue du comportement des échantillons permet d'éviter des erreurs qui viendraient affecter la validité des résultats. Une fois ce cycle complété et correctement enregistré, on retire la cellule de charge statique que l'on remplace par la cellule de charge prévue pour le cyclage en fatigue. On ajuste à nouveau le zéro des échelles de déplacement et de force de la même manière que précédemment. Un chargement sinusoïdal est appliqué à une fréquence de 3 cycles par seconde accompagnée d'une déflexion de 2 . À l'aide du contrôleur du MTS, on ajuste le nombre de cycles de façon à interrompre le cyclage aux , 100<sup>e</sup> et 1000<sup>e</sup> cycles pour effectuer les cycles des caractérisations. Il est à noter que pour la caractérisation ou le cyclage en fatigue, on doit utiliser la cellule de charge prévue à cet effet et la calibrer de nouveau (zéro des échelles de lecture) avant chaque utilisation.

A partir du cycle 1000, on lance l'acquisition de données à une fréquence de 3Hz de pouvoir déterminer le nombre de cycles à la rupture ou la durée de vie en fatigue de l'échantillon observé. On enregistre aussi l'endroit de rupture de chacun des fils testés. Cette procédure est effectuée pour tous les fils retenus pour l'expérimentation.

#### ANNEXE IV-A: Déformation en fonction de la force. Fils 0,016".

Le prochain graphique illustre la relation qui existe entre la force et la déformation après une déflexion imposée de 5 minutes.

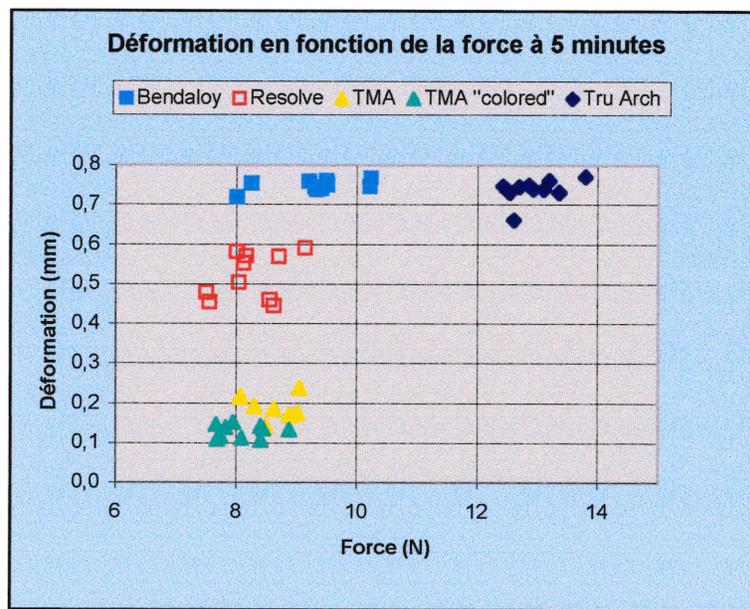


Figure 9.11: Graphique de la déformation et de la force appliquée. Fils 0,016". (5 minutes).

On constate que le Bendaloy, avec une force inférieure ( $p < 0,001$ ) au Tru Arch, ne présente aucune différence statistiquement significative au niveau de la déformation ( $p = 0,966$ ). Bien que le TMA, le Resolve et le TMA "colored" n'aient présenté entre eux aucune différence ( $p > 0,05$ ) au niveau de la force, ils en présentaient une au niveau de la déformation ( $p < 0,01$ ).

Le prochain graphique (fig. 9.6) illustre la relation qui existe entre la force et la déformation après une déflexion imposée de 60 minutes.

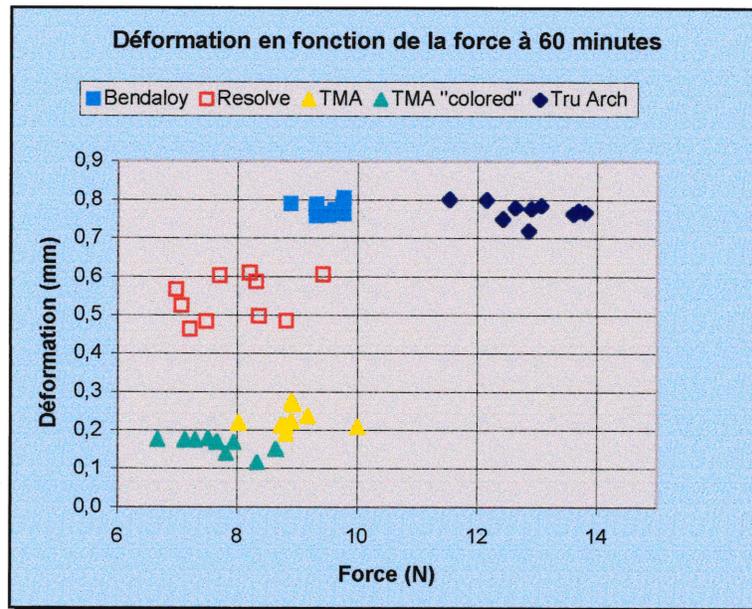


Figure 9.12: Graphique de la déformation et de la force appliquée. Fils 0,016". (60 minutes).

Le Bendaloy, avec une force inférieure ( $p < 0,001$ ) au Tru Arch, ne présente aucune différence statistiquement significative au niveau de la déformation ( $p = 0,998$ ). Au niveau de la force appliquée, les autres fils démontraient des différences ( $p < 0,05$ ) entre eux, sauf le Bendaloy et le TMA ( $p = 0,262$ ) ainsi que le Resolve et le TMA "colored" ( $p = 0,823$ ). Cependant, au niveau de la déformation, on peut constater que le TMA "colored" avait le moins de déformation ( $p < 0,01$ ) suivi du TMA ( $p < 0,01$ ).

#### ANNEXE IV-B: Déformation en fonction de la force. Fils 0,016 x 0,022".

Le prochain graphique (fig. 9.7) illustre la relation qui existe entre la force et la déformation après une déflexion imposée de 5 minutes.

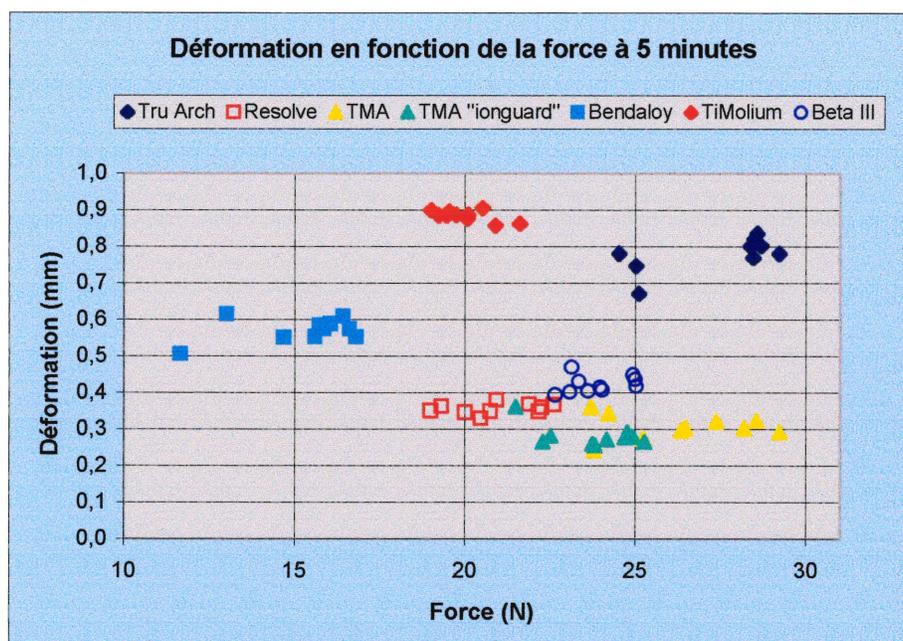


Figure 9.13: Graphique de la déformation et de la force appliquée. Fils 0,016" x 0,022". (5 minutes).

La figure 9.7 permet de constater que le TiMolium, avec une force moins grande ( $p < 0,01$ ) que le Tru Arch subit, une plus grande déformation ( $p < 0,001$ ). Bien que le TiMolium ne présente aucune différence ( $p = 0,878$ ) avec le Resolve pour la force appliquée, il présente une déformation presque 2,5 fois plus grande que ce dernier.

Le Tru Arch et le TMA ne présentent aucune différence statistiquement significative en ce qui concerne la force appliquée après une déflexion de 2 mm ( $p = 0,536$ ). Le TMA présente cependant moins de déformation ( $p < 0,001$ ).

Pour fléchir le Bendaloy de 2 mm, on a besoin d'une force relativement basse (environ 15 N), comparativement aux autres fils qui requièrent des forces supérieures à 20 N. Cette différence est statistiquement significative ( $p < 0,001$ ). Malgré cette force basse, le Bendaloy subit quand même une déformation relativement importante de  $0,57 \pm 0,03$  mm par rapport aux autres fils en alliage de titane-molybdène. Le Beta III a une déformation de  $0,42 \pm 0,02$  mm, le Resolve de  $0,36 \pm 0,01$  mm, le TMA de  $0,31 \pm 0,03$  mm et le TMA "ionguard" de  $0,28 \pm 0,03$  mm. Cette différence entre le Bendaloy et ces fils est statistiquement significative ( $p < 0,001$ ).

Les forces employées pour fléchir le TMA "ionguard" et le Beta III ne présentent aucune différence statistiquement significative ( $p > 0,9$ ). Cependant, la plus grande déformation (0,14 mm en moyenne) que le Beta III a subie est statistiquement significative ( $p < 0,001$ ).

On peut bien visualiser que le TMA, avec une force plus grande ( $p < 0,01$ ) que celles utilisées pour le Bendaloy, le Resolve, et le Beta III, subit une déformation qui est aussi statistiquement moins élevée ( $p < 0,001$ ). Cependant, en chiffres absolus, cette différence semble quand même minime entre le TMA et le Resolve ( $0,05 \pm 0,04$  mm), ainsi qu'entre le TMA et le Beta III ( $0,11 \pm 0,05$  mm). Elle est plus importante entre le TMA et le Bendaloy ( $0,26 \pm 0,06$  mm).

Enfin, les déformations subies par le TMA "ionguard" et par le TMA ne présentent aucune différence statistiquement significative ( $p = 0,510$ ) bien que la force employée pour la déflexion de 2 mm est statistiquement inférieure pour le TMA "ionguard" ( $p < 0,01$ ).

Le prochain graphique illustre la relation qui existe entre la force et la déformation après une déflexion imposée de 60 minutes.

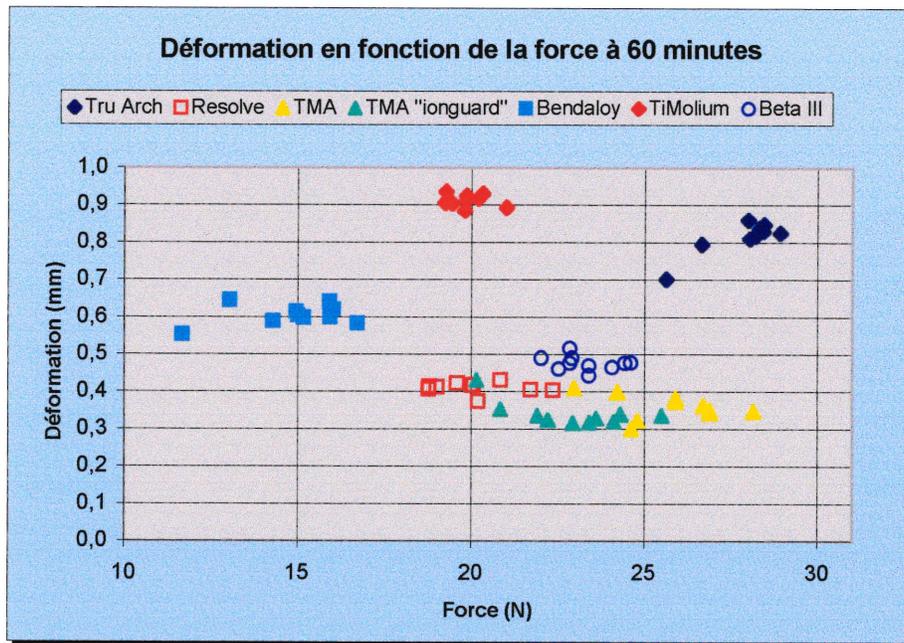


Figure 9.14: Graphique de la déformation et de la force appliquée.

Fils 0,016" x 0,022". (60 minutes).

La figure 9.8 nous aide à visualiser les différences existant entre les fils au niveau de la force et de la déformation. Globalement, les observations relevées pour le TiMolium, le Bendaloy, le Beta III, le Resolve et le TMA "ionguard", après une déflexion de 60 minutes, sont à peu près les mêmes que celles à 5 minutes. Pour les valeurs absolues, il faut se référer au tableau XX de la page 92 à la période de 60 minutes.

La seule différence est que le Tru Arch et le TMA présentent une différence statistiquement significative en ce qui concerne la force appliquée après une déflexion de 2 mm ( $p < 0,01$ ). Cependant, le TMA présente encore une moins grande déformation ( $p < 0,001$ ).

**ANNEXE V: Publicité de la compagnie Rocky Mountain pour le Bendaloy.**

III. FINISHING

14

# Bendaloy™

## Titanium Molybdenum Alloy Wire

RMO is pleased to introduce an exciting, new exotic alloy wire. This new titanium molybdenum alloy wire is formable and weldable while being more resilient than stainless steel and superior to nickel titanium.

**Bendaloy is capable of the same performance characteristics as TMA® wire.**

**Features of this intermediate wire:**

- Can be easily bent and formed with no breakage—even with most severe 3rd order bends.

**Benefits of this high springback, low stiffness wire:**

- Minimizes adjustment intervals and assures better control of tooth movement.
- Less stiff than stainless steel—produces continuous lighter forces.
- Can weld auxiliaries without soldering.
- Lower friction for improved appliance performance and reduced treatment time.
- The result is the ability to reduce treatment time with fewer wires.
- Bendaloy does not contain nickel for patients who are nickel-sensitive.

**Benefits of this high springback, low stiffness wire:**

- Improves the relationship between lower anterior and lower cuspids in preadjusted appliances.
- No need for repositioning brackets because of misplacement.
- Engage larger cross-sections of wire sooner in treatment when wire bending is needed (lower forces).
- Placement of closing and opening loops for custom tooth positioning.
- Form curve of Spee archwires and utility archwires.

\*TMA is a trademark of Ormco, a Sybron Company.

**Deflection vs. Unload Force**

Deflection (% Strain)	.016 x .022 TMA (lbf)	.016 x .022 Bendaloy (lbf)	.016 x .022 NITI (lbf)
1.5%	0.7	0.7	0.7
3.0%	1.1	1.1	0.8
4.5%	1.4	1.4	0.9
6.0%	1.4	1.4	0.9
7.5%	1.4	1.4	0.9
9.0%	1.3	1.3	0.8
12.0%	1.1	1.1	0.8

**Bendability vs. Deflection**

Deflection (% Strain)	.016 x .022 TMA (in)	.016 x .022 Bendaloy (in)	.016 x .022 NITI (in)
1.5%	0.00	0.00	0.00
3.0%	0.00	0.00	0.00
4.5%	0.00	0.00	0.00
6.0%	0.00	0.00	0.00
7.5%	0.00	0.00	0.00
9.0%	0.00	0.00	0.00
12.0%	0.00	0.00	0.00

**ANNEXE VI: Publicité de la compagnie T.P. Orthodontics pour le TiMolium.**

**TP** TP Orthodontics, Inc.  
For All Your Orthodontic Needs

# Product Development

**TiMOLIUM™** The Next Generation Titanium Wire

*Advanced titanium technology provides:*

- Flexibility and Springback of Nickel Titanium Wire
- Resilience and Bendability of Stainless Steel Wire
- Resistance to Breakage
- Smooth Surface—Reduced Friction
- Shiny Esthetic Appearance
- Nickel Free—For Sensitive Patients

**Savings—Time and Money**

U.S. Patent pending.