

**Direction des bibliothèques**

**AVIS**

Ce document a été numérisé par la Division de la gestion des documents et des archives de l'Université de Montréal.

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

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

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

**NOTICE**

This document was digitized by the Records Management & Archives Division of Université de Montréal.

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

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

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

Université de Montréal

Le fil orthodontique hybride et son influence sur les mouvements de troisième ordre :  
Une étude comparative.

Par :

Serge Yacoub

Faculté de médecine dentaire

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures

en vue de l'obtention du grade de

Maître ès sciences (M.Sc.)

en médecine dentaire, option orthodontie

Avril, 2008



© Serge Yacoub, 2008

Université de Montréal  
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

Le fil orthodontique hybride et son influence sur les mouvements de troisième ordre :  
Une étude comparative.

présenté par :

Serge Yacoub

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Dr Daniel Fortin

Dr Claude Remise

Dr Réjean Labrie

Dr Hicham El-Khatib

Mémoire accepté le : \_\_\_\_\_

## SOMMAIRE

---

Grâce à la popularité fulgurante du système «Straight wire», de plus en plus de manufacturiers innovent dans ce domaine. Une des dernières innovations serait le fil de type *hybride* (aux coins arrondis) qui, selon le fabricant, facilite l'insertion du fil dans le boîtier tout en offrant le même contrôle des mouvements de troisième ordre qu'un fil rectangulaire de dimension semblable.

Ce projet vise donc à fournir des données scientifiques et objectives afin d'évaluer si les fils orthodontiques en acier inoxydable, de dimensions semblables mais de configurations différentes influencent de façon significative l'expression des mouvements de troisième ordre lorsqu'utilisés avec des boîtiers préajustés. Deux objectifs suscitent notre intérêt : 1-comparer l'expression du *torque* entre les deux configurations de fil avec les types et marques de boîtiers orthodontiques les plus communs en Amérique du Nord. 2- comparer l'influence du fil orthodontique *hybride* en acier inoxydable sur l'expression des forces de torsion selon le type et la marque de boîtier utilisé. En effet, dix modèles de boîtiers, répartis selon trois catégories, autoligaturants, esthétiques et "twin" conventionnels, sont évalués selon leur comportement avec des fils d'acier inoxydable (SS) de dimension semblable (0,021" x 0,025") mais de configurations différentes: rectangulaire versus *hybride* (aux coins arrondis). Les forces sont évaluées à l'aide d'un appareil Instron (modèle 4201). Les échantillons sont jumelés à l'appareil Instron via un montage dessiné et confectionné à cet effet.

Les résultats démontrent que les fils orthodontiques en acier inoxydable, de dimensions semblables mais de configurations différentes influencent de façon significative l'expression des mouvements de troisième ordre. En effet, nous constatons que la force de torsion a tendance à diminuer lorsque nous passons d'un fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS à un fil *hybride* 0,021" x 0,025" SS, et ce, de façon significative pour tous les boîtiers à l'étude. D'ailleurs, Certains boîtiers sont beaucoup plus sensibles à un changement dans la configuration du fil utilisé. Le boîtier Speed® est peu sensible au changement de configuration tandis que le boîtier Victory® est très sensible au changement de configuration.

Mots clés : Orthodontie, fil *hybride*, torque, biomécanique.

## ABSTRACT

---

Due to the widespread popularity of the "Straight Wire Appliance" system, the clinician is constantly exposed to manufacturers latest purported technological advances that are introduced with very little scientific basis. Recently, a company has commercialized a *hybrid* archwire that includes four flat sides as well as four curved surfaces that interconnect the four flat sides. According to the manufacturer, these rectangular *hybrid* archwires provide the advantages of both rectangular and round archwires, with torque control equivalent to standard rectangular archwires.

The aim of the present study was to evaluate and compare in vitro, the torque control of two stainless steel archwires having similar dimensions but different cross-sectional configurations. The first part of the study compared the torque expression between the two archwire configurations using ten types of currently popular orthodontic brackets. The second part of this project was to evaluate the effect the *hybrid* archwire had on torque expression among the ten types of orthodontic brackets. Both wires were 0.021" x 0.025" stainless steel. Ten different orthodontic brackets were chosen (Smartclip®, Speed®, Damon 3®, In-Ovation-R®, Minitwin®, Victory®, Omniarch®, Clarity®, Mystique® and Ice®). The wires were mounted on a U shape support and placed on an Instron 4201 machine.

The results demonstrated that a *hybrid* configuration greatly influences torque expression. In fact, the force system generated tends to diminish significantly when the *hybrid* archwire is used instead of the rectangular archwire and this effect is consistent among all the brackets used in this study. Moreover, the brackets varied in their sensitivity to changes in the cross-sectional configuration of the wire when torque control was evaluated. The Speed® bracket showed very little sensitivity whereas the Victory® bracket was very sensitive to these changes.

Key words: Orthodontics, *hybrid* archwire, torque, biomechanics.

# TABLE DES MATIÈRES

---

<b>SOMMAIRE.....</b>	<b>III</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>IV</b>
<b>LISTE DES TABLEAUX.....</b>	<b>VIII</b>
<b>LISTE DES FIGURES.....</b>	<b>X</b>
<b>REMERCIEMENTS.....</b>	<b>XII</b>
<b>1. INTRODUCTION.....</b>	<b>2</b>
<b>2. RECENSION DES ÉCRITS.....</b>	<b>5</b>
2.1 MOUVEMENTS DENTAIRE ORTHODONTIQUES : GÉNÉRALITÉS.....	5
2.2 FORCE OPTIMALE.....	6
2.3 LES TYPES DE FORCES.....	9
2.4 PRINCIPES DE BASE DE LA BIOMÉCANIQUE.....	9
2.5 LES TYPES DE MOUVEMENTS DENTAIRE.....	13
2.5.1 Mouvement de bascule .....	14
2.5.2 Mouvement de translation .....	14
2.5.3 Mouvement de racine .....	14
2.5.4 Mouvement de rotation.....	14
2.6 INFLUENCE DES MATÉRIAUX.....	15
2.6.1 Les fils orthodontiques.....	15
2.6.1.1 L'acier inoxydable.....	15
2.6.2 Les boîtiers orthodontiques.....	17
2.6.2.1 Angle; le Père de l'orthodontie moderne.....	17
2.6.2.2 Andrews; fondateur du système de boîtier préajusté.....	18
2.6.2.3 Les boîtiers autoligaturants.....	22
2.6.2.4 Les boîtiers linguaux.....	24
2.6.2.5 Les boîtiers esthétiques.....	25

2.7	L'IMPORTANCE DU TROISIÈME ORDRE EN ORTHODONTIE.....	25
2.8	VARIABLES AFFECTANT L'EXPRESSION DES FORCES DE TORSION.....	27
2.8.1	Morphologie coronaire et positionnement des boîtiers.....	27
2.8.2	L'interface de la lumière du boîtier et du fil.....	29
2.8.3	Marge d'erreur dans la production des boîtiers.....	32
2.8.4	Résistance des boîtiers à la déformation.....	33
2.8.5	Mode de ligature.....	34
2.8.6	Distance inter-boîtier.....	34
2.9	EN RÉSUMÉ.....	35
<b>3.</b>	<b>OBJECTIF DE L'ÉTUDE.....</b>	<b>38</b>
<b>4.</b>	<b>TECHNIQUE EXPÉRIMENTALE.....</b>	<b>41</b>
4.1	MATÉRIEL ET MÉTHODES.....	41
4.1.1	Échantillons de fils orthodontiques.....	41
4.1.2	Les boîtiers orthodontiques.....	43
4.1.3	Environnement expérimental.....	45
4.1.3.1	Le montage.....	45
4.1.3.2	Les plaquettes d'aluminium.....	47
4.1.3.3	Le niveleur d'aiguille.....	48
4.1.3.4	L'appareil Instron.....	48
4.1.4	Préparation des échantillons.....	49
4.1.5	Moyen de ligature.....	51
4.1.6	Exécution des tests.....	51
4.1.7	Analyses statistiques.....	54
4.1.8	Sources d'erreurs.....	54
<b>5.</b>	<b>DESCRIPTION DES RÉSULTATS.....</b>	<b>58</b>
5.1	FORCE DÉLIVRÉE LORS DE L'EXPRESSION DES MOUVEMENTS DE TORSION.....	58
5.2	VARIATION ENTRE LES TYPES DE BOÎTIERS.....	64
5.3	VARIATION ENTRE LES MODÈLES D'UN MÊME TYPE DE BOÎTIER.....	67
5.3.1	Boîtiers autoligaturants.....	67
5.3.2	Boîtiers esthétiques.....	69
5.3.3	Boîtiers "twins" conventionnels.....	70

5.4	VARIATION ENTRE LES DIX MODÈLES DE BOÎTIERS À L'ÉTUDE.....	71
5.5	VARIATION ENTRE LES DEUX CONFIGURATIONS DE FIL POUR LE MÊME BOÎTIER.....	72
<b>6.</b>	<b>DISCUSSION DES RÉSULTATS.....</b>	<b>75</b>
6.1	FORCE DÉLIVRÉE LORS DE L'EXPRESSION DES MOUVEMENTS DE TROISIÈME ORDRE.....	75
6.2	VARIATIONS ENTRE LES TYPES DE BOÎTIERS.....	75
6.3	VARIATIONS ENTRE LES MODÈLES D'UN MÊME TYPE DE BOÎTIERS.....	76
6.3.1	Les boîtiers autoligaturants.....	76
6.3.2	Les boîtiers esthétiques.....	79
6.3.3	Les boîtiers "twins" conventionnels.....	80
6.4	VARIATIONS ENTRE LES DIX MODÈLES DE BOÎTIERS À L'ÉTUDE.....	81
6.5	VARIATIONS ENTRE LES DEUX CONFIGURATIONS DE FIL POUR LE MÊME BOÎTIER.....	82
6.6	LIMITATIONS DE L'ÉTUDE.....	83
<b>7.</b>	<b>CONCLUSIONS.....</b>	<b>85</b>
<b>8.</b>	<b>BIBLIOGRAPHIE.....</b>	<b>88</b>
<b>9.</b>	<b>ANNEXES.....</b>	<b>101</b>

## LISTE DES TABLEAUX

---

<b>Tableau I :</b>	Forces optimales pour un mouvement dentaire orthodontique (Proffit, 2007).....	8
<b>Tableau II :</b>	Différentes prescriptions de torque, pour les centrales supérieures, selon différents concepteurs de systèmes « straight wire » ( Proffit, 2000 ).....	21
<b>Tableau III :</b>	Torque effectif pour différents agencements fils-boîtiers, basé sur les valeurs nominales des manufacturiers. Le torque effectif réel serait donc plus faible ( Proffit, 2007 ).....	23
<b>Tableau IV :</b>	Évolution des boîtiers autoligaturants ( Graber, Vanarsdall, Vig, 2005 ).....	24
<b>Tableau V :</b>	Jeu, théorique et calculé, pour différents agencements de fils et de dimensions de lumières de boîtiers ( Gioka et Eliades, 2004 ).....	31
<b>Tableau VI :</b>	Variables pouvant affecter l'expression du torque des boîtiers pré- ajustés et les techniques pouvant les contrecarrer ( Gioka et Eliades, 2004 ).....	35
<b>Tableau VII :</b>	Fils orthodontiques à l'étude.....	42
<b>Tableau VIII :</b>	Boîtiers orthodontiques autoligaturants à l'étude.....	43
<b>Tableau IX :</b>	Boîtiers orthodontiques esthétiques à l'étude.....	44
<b>Tableau X :</b>	Boîtiers orthodontiques twins conventionnels à l'étude.....	44
<b>Tableau XI :</b>	Moyennes, écarts-types et coefficients de variation des forces délivrées (en Newton) des différents boîtiers à l'étude avec le fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS.....	58
<b>Tableau XII :</b>	Moyennes, écarts-types et coefficients de variation des forces délivrées (en Newton) des différents boîtiers à l'étude avec le fil <i>hybride</i> 0,021" x 0,025" SS.....	59
<b>Tableau XIII :</b>	Ratio des forces engendrées (fil rectangulaire / fil <i>hybride</i> ).....	60
<b>Tableau XIV :</b>	Valeur des forces moyennes en Newton et sous-groupes homogènes selon le type de boîtier, lorsqu'utilisé avec un fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS.....	67
<b>Tableau XV :</b>	Valeur des forces moyennes en Newton et sous-groupes homogènes selon le type de boîtier, lorsqu'utilisé avec un fil <i>hybride</i> 0,021" x 0,025" SS.....	67
<b>Tableau XVI :</b>	Valeur des forces moyennes en Newton et sous-groupes homogènes des boîtiers autoligaturants lorsqu'utilisés avec un fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS.....	68
<b>Tableau XVII :</b>	Valeur des forces moyennes en Newton et sous-groupes homogènes des boîtiers autoligaturants lorsqu'utilisés avec un fil <i>hybride</i> 0,021" x 0,025" SS.....	68

<b>Tableau XVIII :</b> Valeur des forces moyennes en Newton et sous-groupes homogènes des boîtiers esthétiques lorsqu'utilisés avec un fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS.....	69
<b>Tableau XIX :</b> Valeur des forces moyennes en Newton et sous-groupes homogènes des boîtiers esthétiques lorsqu'utilisés avec un fil <i>hybride</i> 0,021" x 0,025" SS.....	69
<b>Tableau XX :</b> Valeur des forces moyennes en Newton et sous-groupes homogènes des boîtiers conventionnels (Twins) lorsqu'utilisés avec un fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS...	70
<b>Tableau XXI :</b> Valeur des forces moyennes en Newton et sous-groupes homogènes des boîtiers conventionnels (Twins) lorsqu'utilisés avec un fil <i>hybride</i> 0,021" x 0,025" SS.....	70
<b>Tableau XXII :</b> Valeur des forces moyennes en Newton et sous-groupes homogènes des boîtiers lorsqu'utilisés avec un fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS.....	71
<b>Tableau XXIII :</b> Valeur des forces moyennes en Newton et sous-groupes homogènes des boîtiers lorsqu'utilisés avec un fil <i>hybride</i> 0,021" x 0,025" SS.....	72
<b>Tableau XXIV :</b> Valeurs « p » obtenues par le test de comparaison « t » de Student entre le fil rectangulaire et le fil <i>hybride</i> pour chaque modèle de boîtier.....	73

## LISTE DES FIGURES

---

<b>Figure 1.1 :</b>	Système <i>Edgewise</i> agissant tel un étau sur la surface buccale de la dent (Kesling, 1993)..3	3
<b>Figure 1.2 :</b>	Barre métallique représentant le fil rectangulaire et les mouvements de troisième ordre dans un système <i>Edgewise</i> (Kesling, 1993)... ..3	3
<b>Figure 2.1 :</b>	Représentation schématique du mouvement dentaire en fonction du temps, selon la résorption frontale et la résorption sous-minée (Proffit, 2007).....7	7
<b>Figure 2.2 :</b>	Taux de mouvement dentaire en fonction de la pression appliquée (Proffit (2007), d'après Quinn et Yoshikawa,(1985).....8	8
<b>Figure 2.3 :</b>	Exemple d'un couple; engagement d'un fil rectangulaire dans la lumière d'un boîtier préajusté avec une prescription de torque ( Isaacson 1993 ).....11	11
<b>Figure 2.4 :</b>	Exemple clinique d'un couple; engagement d'un fil rectangulaire dans la lumière d'un boîtier préajusté avec une prescription de torque ( Nanda, 2005 ).....12	12
<b>Figure 2.5 :</b>	Inclinaison de la couronne déterminée par l'angle formé entre le plan occlusal et une tangente du milieu de la surface buccale de la dent (Andrews, 1972).....13	13
<b>Figure 2.6 :</b>	Courbe force/déflexion de l'acier inoxydable. Selon une publication de la compagnie ORMCO (Tiré de : Remise 2005).....16	16
<b>Figure 2.7 :</b>	Angle de déviation (jeu) engendré par l'utilisation de fils sous-dimensionnés et par l'arrondissement « edge bevel » des fils rectangulaires et carrés ( Siatkowski 1999 ).....30	30
<b>Figure 4.1 :</b>	Pied à coulisse; modèle IP 65 Coolant Proof, du manufacturier Mitutoyo.....42	42
<b>Figure 4.2 :</b>	Montage expérimental.....45	45
<b>Figure 4.3 :</b>	Montage expérimental, bloc en forme de « U ».....46	46
<b>Figure 4.4 :</b>	Rapporteur d'angle intégré au montage.....46	46
<b>Figure 4.5 :</b>	Plaquettes d'aluminium sur lesquelles les boîtiers étaient collés.....47	47
<b>Figure 4.6 :</b>	Niveleur d'aiguille.....48	48
<b>Figure 4.7 :</b>	Appareil Instron 4201 (avec montage jumelé).....49	49
<b>Figure 4.8 :</b>	Positionnement des boîtiers sur les plaquettes.....50	50
<b>Figure 4.9 :</b>	Exemple d'échantillon donnant un angle de 17°.....52	52
<b>Figure 4.10 :</b>	Mise à zéro avant chaque série de tests.....52	52

<b>Figure 4.11 :</b>	Erreur de manipulation lors du collage du boîtier sur la plaquette.....	55
<b>Figure 4.12 :</b>	Source d'erreur potentielle lors du nivelage de l'aiguille.....	56
<b>Figure 5.1 :</b>	Forces (en Newton) exprimées par les différents échantillons pour chacun des boîtiers avec un fil rectangulaire 0,021" x 0,025".....	61
<b>Figure 5.2 :</b>	Forces (en Newton) exprimées par les différents échantillons pour chacun des boîtiers avec un fil <i>hybride</i> 0,021" x 0,025".....	61
<b>Figure 5.3:</b>	Forces en Newton exprimées par les différentes marques de boîtiers, classés selon leur catégories ( autoligaturants, conventionnels ou esthétiques) avec un fil rectangulaire 0,021" x 0,025".....	62
<b>Figure 5.4 :</b>	Forces en Newton exprimées par les différentes marques de boîtiers, classés selon leur catégories ( autoligaturants, conventionnels ou esthétiques) avec un fil <i>hybride</i> 0,021" x 0,025".....	62
<b>Figure 5.5 :</b>	Forces (en Newton) exprimées par les différentes marques de boîtiers avec le fil rectangulaire (bleu) et le fil <i>hybride</i> (rouge).....	63
<b>Figure 5.6 :</b>	Forces (en Newton) exprimées par les différentes marques de boîtiers avec le fil rectangulaire (bleu) et le fil <i>hybride</i> (rouge).....	63
<b>Figure 5.7 :</b>	Forces (en Newton) exprimées par les différents échantillons pour chacun des types de boîtiers avec un fil rectangulaire 0,021" x 0,025".....	65
<b>Figure 5.8 :</b>	Forces (en Newton) exprimées par les différents échantillons pour chacun des types de boîtiers avec un fil <i>hybride</i> 0,021" x 0,025".....	65
<b>Figure 5.9 :</b>	Forces moyennes (en Newton) exprimées pour chaque type de boîtier lors des mouvements de torsion avec le fil rectangulaire (bleu) et le fil <i>hybride</i> (rouge).....	66
<b>Figure 5.10 :</b>	Forces moyennes (en Newton) exprimées pour chaque type de boîtier lors des mouvements de torsion avec le fil rectangulaire (bleu) et le fil <i>hybride</i> (rouge).....	66
<b>Figure 5.11 :</b>	Variation de la force de torsion entre le fil rectangulaire et le fil <i>hybride</i> pour le même boîtier.....	73
<b>Figure 6.1 :</b>	Angle critique de contact $\theta_c$ et angle de torque $\phi$ en fonction de la largeur du boîtier (Tiré de Kusy 2004).....	78

**LISTE DES SIGLES ET DES ABRÉVIATIONS**

---

ANOVA	Analyse de variance
$C_{rés}$	Centre de résistance
$C_{rot}$	Centre de rotation
cm	Centimètre
°C	Degré celcius
d	distance
F	Force
g	Gramme
$g/cm^2$	Gramme par centimètre carré
HSD	Honestly significant difference
LPD	Ligament parodontal
mm	Millimètre
mm/min	Millimètre par minute
M	Moment
N	Newton
p	Seuil de signification statistique
s	Seconde
SS	Acier inoxydable ( Stainless Steel )
°	Degré (mesure angulaire)
"	Mesure en pouce ( lorsque suit une série de chiffre )
$\mu m$	Micromètre
$\theta_c$	Angle de contact critique ( limite inférieure de la zone de bandage )

## REMERCIEMENTS

---

Ce projet a été réalisé au Laboratoire de Matériaux Dentaires de la Faculté de médecine dentaire de l'Université de Montréal sous la direction du **Dr Daniel Fortin**; je tiens à le remercier de m'y avoir accueilli, de m'avoir guidé et conseillé et, avant tout, de m'avoir fait confiance pour mener à bien cette étude.

Je désire également exprimer mes plus sincères remerciements au **Dr Claude Remise**, responsable de la Section d'orthodontie et co-directeur de ce projet de recherche. Tout mon respect et mon admiration pour votre disponibilité et votre dévouement pour la profession. Je vous suis profondément reconnaissant de m'avoir enseigné l'orthodontie grâce à vos connaissances scientifiques et votre expérience clinique redoutable.

Je souhaite également remercier **M. Pierre Rompré** pour son savoir dans le domaine des statistiques. Ses compétences ont permis une analyse et une interprétation précises des résultats obtenus.

Je tiens aussi à remercier le **Dr Réjean Labrie** pour l'importance qu'il accorde à mon travail en acceptant d'être membre du jury à titre d'examineur externe malgré ses nombreuses préoccupations. La rigueur et la créativité scientifique dont il fait preuve en orthodontie sont un atout important dans l'élaboration de cette étude.

Je suis très reconnaissant envers le **Dr Hicham El-Khatib** d'avoir accepté d'être le président-rapporteur du jury d'évaluation de ce mémoire et je l'en remercie sincèrement. Son expertise scientifique et son encadrement académique méritent grandement d'être soulignés.

Je désire remercier le **Dr Jack Turkewicz** pour sa collaboration et son apport didactique dans ce projet.

Je tiens à remercier le **Dr Pierre Messier** pour avoir bien voulu me léguer le montage expérimental dont il est question dans cette étude.

Merci à tous les professeur(e)s de la Section d'orthodontie de l'Université de Montréal qui ont su, d'une manière ou d'une autre, me transmettre leur savoir.

Nous devons aussi remercier **les compagnies** de produits orthodontiques pour leurs contributions matérielles: **3M Unitek, G.A.C, Ormco et Strite Industries.**

Merci au **Fonds Paul Geoffrion** pour son support financier. Évidemment, l'implication du Fonds fut essentielle, sans quoi ce projet de recherche n'aurait jamais vu le jour.

*À Rima,*

*merci pour ton soutien et ta patience, je t'aime!*

## **CHAPITRE 1**

### **INTRODUCTION**

## 1. INTRODUCTION

---

Dès le début du 21<sup>e</sup> siècle des changements majeurs ont eu lieu au niveau des appareils orthodontiques fixes. Toutefois, le principe de « l'Edgewise », ou contrôle du mouvement dentaire via un fil inséré dans un boîtier muni d'une lumière rectangulaire, demeure la base de la thérapie orthodontique contemporaine (Figure 1.1). Par contre, plusieurs changements dans la fabrication des boîtiers et des fils orthodontiques ne cessent de se produire.

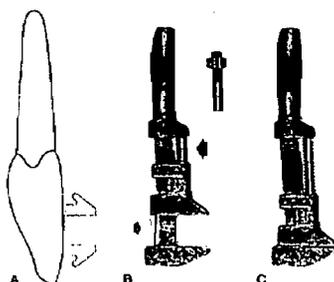
En 1980, le Dr Andrews développa une nouvelle technique appelée «Straight wire»: certaines modifications apportées lors de la fabrication des boîtiers les rendirent plus spécifiques à chaque dent, permettant ainsi de minimiser les plis répétitifs qu'il fallait obligatoirement faire dans les fils afin de compenser pour les différences morphologiques de ces dernières.

De nos jours, chaque boîtier peut incorporer les mouvements dentaires dans trois orientations distinctes : mouvements de 1<sup>er</sup>, de 2<sup>e</sup> et de 3<sup>e</sup> ordres. Le premier ordre est observé en vue occlusale : mouvement de rotation et mouvement bucco-lingual. Le deuxième ordre est observé en vue buccale ou labiale : inclinaison mésio-distale et niveau occluso-gingival. Finalement, le troisième ordre est observé en vue mésiale ou distale pour chaque dent : inclinaison labio-linguale pour les antérieures et inclinaison bucco-linguale pour les postérieures. Ces mouvements bucco-linguaux ou labio-linguaux s'accomplissent par torsion ou «torque» (Figure 1.2). Selon Rauch (1959), le torque ou mouvement de troisième ordre se définit de deux façons : 1) inclinaison bucco-linguale de la couronne ou de la racine, 2) activation générée par la torsion d'un fil dans la lumière du boîtier.

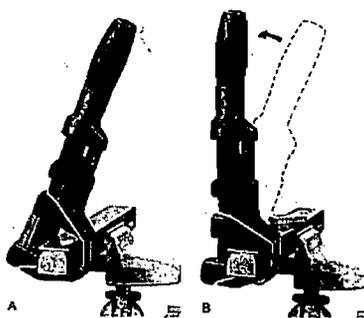
Selon Torstein, Meling et Odegaard (1997) l'application d'une force de torsion est considérée par plusieurs orthodontistes comme étant une des tâches les plus difficiles à accomplir. Le montant de torque appliqué au fil est souvent aléatoire et imperceptible à l'œil humain. De plus, le moment développé par les différents fils en torsion est un facteur peu étudié. Ceci vient-il du fait qu'il est difficile de délivrer un moment exact et de mesurer le degré de torsion?

Puisque les technologies évoluent à une vitesse vertigineuse et que plusieurs produits mis sur le marché promettent des résultats supérieurs à leurs prédécesseurs, l'orthodontiste se doit de connaître les effets de tout appareillage utilisé afin d'obtenir des résultats de traitement prévisibles et d'offrir une meilleure qualité de soins.

Dans le cadre du présent travail, nous avons choisi de mener une étude comparative sur la force de torsion engendrée par deux fils orthodontiques en acier inoxydable, de dimensions semblables mais de configurations différentes. En effet, dix modèles de boîtiers, préajustés, divisés en trois catégories (auto-ligaturants, esthétiques et conventionnels), seront à l'étude, jumelés à des fils 0,021" x 0,025" SS rectangulaires et 0,021" x 0,025" SS *Hybrides* (aux coins arrondis).



*Figure 1.1: système Edgewise agissant tel un étau sur la surface buccale de la dent (Kesling, 1993)*



*Figure 1.2 : barre métallique représentant le fil rectangulaire et les mouvements de troisième ordre dans un système Edgewise (Kesling, 1993)*

## **CHAPITRE 2**

### **RECENSION DES ÉCRITS**

## 2. RECENSION DES ÉCRITS

---

Ce relevé de la littérature cerne les publications pertinentes et récentes concernant les principales variables ayant un impact sur l'expression des forces de torsion (torque) dans un système orthodontique ainsi que leur implication clinique. Par ailleurs, ce sujet relève directement de la biomécanique et suggère, dans un premier temps, une discussion sur les notions fondamentales de cet aspect de l'orthodontie. Puisque ce projet est connexe à certaines maîtrises antérieures de l'Université de Montréal, les passages traitant des généralités sur les mouvements dentaires et sur la notion de force optimale sont fortement inspirés des travaux des docteurs Julie Caron, Frédéric Gratton et Pierre Messier.

### 2.1 Mouvements dentaires orthodontiques : Généralités

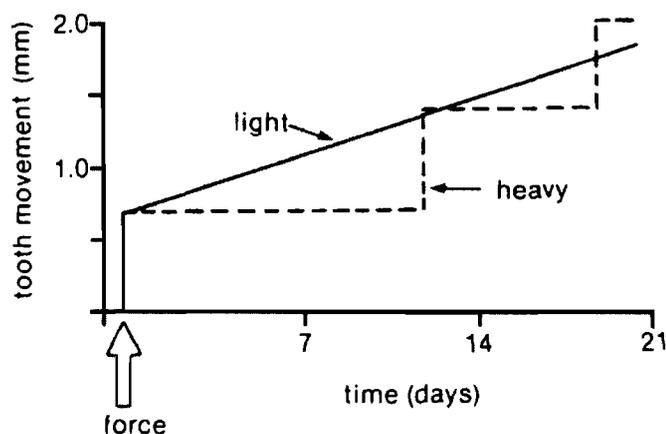
Les mouvements dentaires orthodontiques surviennent après l'application suffisamment prolongée d'une force sur une ou plusieurs dents, engendrant ainsi un remodelage osseux. Cette réponse physiologique osseuse est transmise par l'intermédiaire du ligament parodontal (LPD), structure composée de fibres de collagène, de cellules mésenchymateuses, d'éléments sanguins et nerveux, ainsi que de fluides tissulaires (Proffit, 2000). De façon générale, la force nécessaire au mouvement dentaire provient de l'activation d'un fil orthodontique, d'un ressort ou d'un élastique et elle est transmise aux dents par l'intermédiaire de boîtiers collés à la surface buccale ou linguale de chacune d'entre elles. Suite à l'application d'une force, une réaction inflammatoire et un processus de réparation s'activent au niveau du parodonte de la dent qui la subit (Davidovitch, 1997). Parmi toutes les théories sur les mouvements dentaires il y en a deux qui ressortent particulièrement: 1) la théorie bioélectrique, où les mouvements dentaires seraient produits suite à des signaux électriques générés lorsque l'os plie et 2) la théorie pression/tension, où les mouvements dentaires feraient suite à la production de messagers chimiques induits par l'altération de la pression sanguine dans les vaisseaux sanguins du LPD. La réaction physiologique est principalement fonction de l'intensité et du type de force impliquée (Proffit, 2000; Graber et Vanarsdall, 2000).

## 2.2 Force optimale

Le mouvement optimal et la valeur de la force nécessaire pour le créer sont des sujets de discussion depuis le tout début de l'orthodontie. Cette portion de la recension des écrits fait ressortir les opinions ou les résultats de recherches de plusieurs auteurs; ces données nous mènent à une meilleure compréhension de la notion de résistance au mouvement dentaire. La réponse du LPD dépend davantage de la pression exercée, c'est-à-dire la force par unité de surface radiculaire, que de l'intensité de la force appliquée sur la dent (Proffit, 2000). Lorsque la pression perçue au niveau radiculaire dépasse la pression sanguine des capillaires du LPD, soit environ 20 à 26 g/cm<sup>2</sup>, la vascularisation est interrompue, amenant ainsi une nécrose aseptique du ligament. On parle donc du phénomène d'hyalinisation, qui fait référence à l'aspect histologique du ligament nécrosé. Il n'y a alors plus d'activité cellulaire dans le LPD et la résorption osseuse ne peut se faire que par des cellules provenant de sites indemnes adjacents. En ce sens, après une période de latence, les ostéoclastes résorbent la paroi alvéolaire du côté opposé au LPD. Lorsque la résorption de cette paroi est complétée, le mouvement dentaire se fait soudainement dans l'espace nouvellement formé. Si la pression demeure toujours élevée, un nouveau cycle *hyalinisation / latence / mouvement dentaire soudain* recommencera. Ce phénomène définit la résorption sous-minée ou sapante (*undermining resorption*). Ce type de mouvement s'accompagne de douleur intense et de mobilité dentaire importante. Selon Proffit, il n'y a aucune raison d'utiliser de tels niveaux de force.

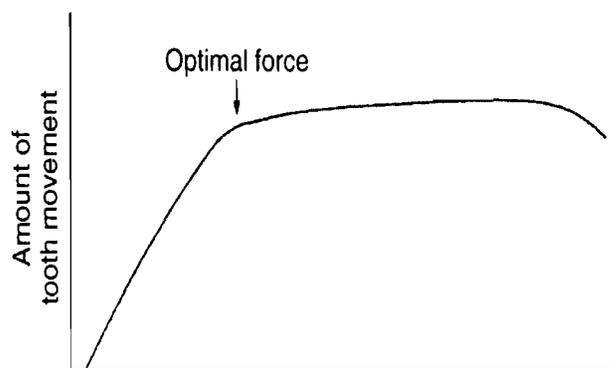
Lorsque les forces utilisées sont physiologiques (faibles), la douleur devient à peine perceptible pour le patient. De plus, Brudvik et Pygh (1995) ont démontré que le ciment est résorbé dans les zones de nécrose avasculaire du LPD lors de son remaniement. En fait, les risques de résorption radiculaire sont d'autant plus élevés que les forces utilisées sont grandes. De plus, certains dommages parodontaux sont aussi à craindre. Des cas de perte de vitalité pulpaire ont aussi été rapportés lors de traitements orthodontiques; le mouvement dentaire abrupt qui se produit, suite au phénomène de résorption sous-minée, pourrait endommager le pédicule vasculaire apical (Proffit, 2000).

Lorsque des forces légères sont employées, le mouvement dentaire se fait plutôt par le phénomène de résorption frontale. La pression exercée est moindre que la pression capillaire; l'apport sanguin et la vitalité cellulaire du LPD sont préservés. Les ostéoclastes s'activent et résorbent la corticale du côté adjacent et non du côté opposé au LPD. Le mouvement dentaire se produit alors graduellement (figure 2.1) et l'inconfort est nettement diminué pour le patient. Néanmoins, des zones localisées d'hyalinisation sont présentes, mais la résorption radiculaire engendrée est généralement rétablie dû au caractère ponctuel de la résorption (Roberts et Ferguson, 1989).



**Figure 2.1 :** Représentation schématique du mouvement dentaire en fonction du temps, selon la résorption frontale et la résorption sous-minée (Proffit, 2007).

En 1985, après l'analyse de différentes théories représentant le taux de mouvement dentaire en fonction de la pression appliquée, Quinn et Yoshikawa proposent le modèle le plus probable (figure 2.2) : le mouvement dentaire apparaît à un seuil minimal, il augmente linéairement jusqu'à un plateau, après quoi, toute augmentation de pression n'a aucun effet sur le taux de mouvement. Dans sa compréhension du mouvement, Proffit (2007) extrapole à l'extrémité de la courbe, une baisse du taux de mouvement lorsque des pressions très élevées seraient utilisées.



**Figure 2.2 : Taux de mouvement dentaire en fonction de la pression appliquée (Proffit (2007), d'après Quinn et Yoshikawa, (1985).**

On comprend donc que l'objectif, en orthodontie, est de produire un mouvement dentaire par résorption frontale (Proffit et Field, 2000) et ce peu importe le type de mouvement (bascule, translation, rotation, mouvement de racine). L'application d'une force légère entraîne généralement un déplacement dentaire ne dépassant pas 1 mm / mois (Piette et Reyhler, 1991). Le tableau I nous donne un aperçu des niveaux de forces suggérés par Proffit pour différents mouvements dentaires.

<b>Types de mouvement</b>	<b>Force (g)</b>
Bascule non contrôlée	35 – 60
Translation	70 – 120
Mouvement de racine	50 – 100
Rotation	35 – 60
Extrusion	35 – 60
Intrusion	10 - 20.

**Tableau I : Forces optimales pour un mouvement dentaire orthodontique (Proffit, 2007).**

Il précise que les écarts dépendent, en partie, de la taille de la dent; les valeurs minimales sont pour les incisives, alors que les valeurs maximales concernent les molaires. Par ailleurs, il est impératif de souligner que ces valeurs s'appliquent à un système sans friction.

Certains auteurs, dont Hanson (1997), rapportent des forces optimales nettement plus faibles que celles de Proffit mais un consensus existe sur l'utilisation de forces légères et continues, tant pour des raisons biologiques que pour un taux de mouvement optimal.

### **2.3 Les types de forces**

Les types de forces peuvent être continus ou intermittents (Piette et Reyhler 1991; Graber et Vanarsdall, 2000). La plupart des auteurs et des cliniciens, s'entendent pour dire que l'emploi de forces continues légères permet de générer un mouvement dentaire optimal. Par contre, cet idéal est difficilement accessible puisqu'aucun système ne peut délivrer sa force de façon continue pour une durée infinie.

Davidovitch (1997) affirme cependant que les forces orthodontiques ne doivent pas nécessairement être appliquées de façon continue pour produire un mouvement dentaire. Aussi, l'application de forces de courte durée permettrait un déplacement efficace de la dent et une meilleure réorganisation des tissus parodontaux (Piette et Reyhler, 1991; Graber et Vanarsdall, 2000).

### **2.4 Principes de base de la biomécanique**

La mécanique est une science physique qui étudie l'état d'équilibre ou l'état de mouvement des corps soumis à des forces (Remise 2005). La biomécanique réfère donc à la discipline de la mécanique en relation avec les systèmes biologiques.

Lors d'un traitement orthodontique, des forces sont appliquées sur les dents. Ces forces peuvent être générées par une multitude d'appareillages orthodontiques. L'orthodontiste dépend de l'application judicieuse de systèmes de forces afin de réaliser efficacement et avec succès ses

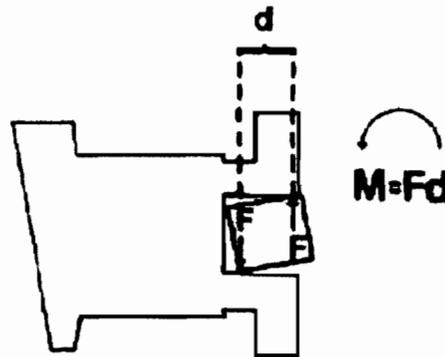
traitements orthodontiques. En fait, l'application adéquate des principes de biomécanique, jumelée à un diagnostic juste, permet d'atteindre des résultats optimaux, prévisibles et ce, de façon plus efficace.

Quelques concepts fondamentaux de mécanique doivent être connus afin de saisir toute l'importance de la biomécanique lors d'un traitement orthodontique.

Le premier concept est celui de centre de résistance. Par contre, avant même de le définir, nous devons discuter du centre de masse; si nous considérons un corps libre, dans le vide absolu, il se comporte comme si toute sa masse était concentrée en un seul point. En appliquant une force dont la ligne d'action passe par ce point, le corps se déplace parallèlement à lui-même; il bouge par translation (Remise, 2005). On peut donc dire que le centre de masse est le point de balance ou d'équilibre d'un objet. Par ailleurs, une dent, entourée d'un ligament parodontal, d'os, de vaisseaux sanguins, d'éléments nerveux, ne représente pas un corps libre et fait donc face à tout un système de contraintes. Le centre de masse que l'on aurait dans le vide, pour une dent donnée, se trouve déplacé par l'ensemble des contraintes que l'on retrouve en bouche. Ce nouveau centre est alors appelé centre de résistance ( $C_{rés}$ ). Le concept reste cependant le même et nous pouvons dire qu'une force dont la ligne d'action passe par le  $C_{rés}$  d'une dent, déplacera cette dernière selon un mouvement de translation. Évidemment, en orthodontie, un objet peut être défini par : une seule dent, un groupe de dents, une arcade complète, voir le maxillaire ou la mandibule. Bien qu'il soit difficile de localiser précisément le  $C_{rés}$  d'une dent (ou d'un groupe de dents), son approximation est essentielle lors de la sélection et de l'activation d'appareils orthodontiques. En ce sens, la relation entre le système de forces agissant sur une dent par rapport à son  $C_{rés}$  détermine le type de mouvement exprimé par la dent. Nous verrons dans la prochaine section les principaux types de mouvements dentaires.

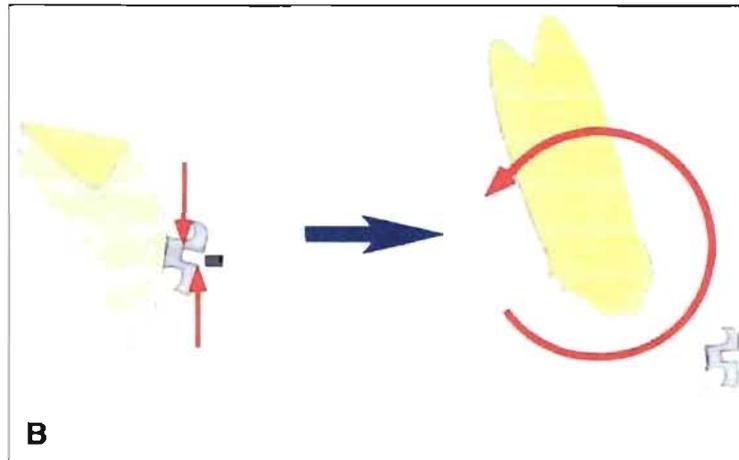
Sachant que le  $C_{rés}$  d'une dent monoradiculée se trouve entre le quart et le tiers de la longueur de la racine comprise dans l'os alvéolaire, et ce, en partant de la crête alvéolaire vers l'apex (Proffit, 2007), on comprend facilement pourquoi la force n'est jamais directement appliquée au niveau du  $C_{rés}$ . Une force appliquée à distance du  $C_{rés}$  n'engendre pas seulement un déplacement linéaire de l'objet, mais provoque aussi un mouvement de rotation. Le moment de force résulte donc en

une certaine quantité de mouvement rotatoire. Le moment de force est donc la tendance d'une force à produire de la rotation. Quantitativement, le moment de la force est déterminé en multipliant la valeur de la force par la distance perpendiculaire de la ligne d'action au  $C_{rés}$  et s'exprime par l'équation  $M = F \times d$ .



*Figure 2.3 : Exemple d'un couple; engagement d'un fil rectangulaire dans la lumière d'un boîtier préajusté avec une prescription de torque ( Isaacson 1993 ).*

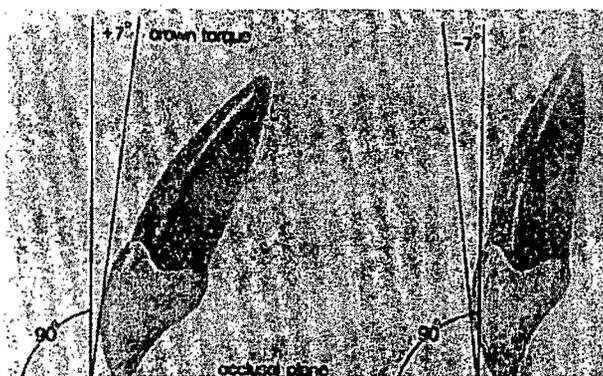
Une autre façon d'obtenir des mouvements rotatoires se fait à partir de moment de couple. Un couple est le résultat de deux forces parallèles de valeurs égales mais de directions opposées et séparées par une certaine distance (Remise, 2005). La valeur du couple est obtenue en multipliant la valeur de la force par la distance entre les deux lignes d'action. Les couples résultent en un mouvement de rotation pure autour du  $C_{rés}$  et ce peu importe où le couple est appliqué sur l'objet. L'engagement d'un fil rectangulaire dans la lumière d'un boîtier programmé avec une prescription de torque constitue un exemple clinique de l'application d'un couple (Figures 2.3 et 2.4).



*Figure 2.4 : Exemple clinique d'un couple; engagement d'un fil rectangulaire dans la lumière d'un boîtier préajusté avec une prescription de torque ( Nanda, 2005 ).*

Le moment est créé par l'application d'une force excentrique au centre de résistance ou par un couple. En fait, plusieurs orthodontistes utilisent le terme « torque » comme synonyme de moment (moment de force ou moment de couple). Aussi le torque est souvent décrit, de façon erronée, en termes de degrés. Les degrés incorporés à un fil ou l'inclinaison donnée à la lumière d'un boîtier sont des moyens pour produire des moments, c'est-à-dire des composantes rotatoires aux mouvements dentaires. L'unité appropriée au torque s'exprime en grammes/millimètre (force X distance).

Bref, de façon simpliste, plus le torque est positif, plus la couronne sera positionnée au buccal et plus le torque est négatif plus la couronne sera positionnée linguale ou palatine par rapport à la racine (Figure 2.5).



*Figure 2.5 : Inclinaison de la couronne déterminée par l'angle formé entre le plan occlusal et une tangente du milieu de la surface buccale de la dent (Andrews, 1972).*

## 2.5 Types de mouvements dentaires

Les mouvements dentaires peuvent être décrits de plusieurs façons. Cependant, la variété quasi infinie de mouvements peut être subdivisée en quatre catégories : (1) bascule, (2) translation, (3) mouvement de racine et (4) rotation. Chaque type de mouvement est le résultat de l'application de différents agencements de forces et de moments, en termes de valeur, de direction et de point d'application. En ce sens, la relation entre le système de forces appliqué et le type de mouvement peut être décrite par le ratio moment / force. Aussi, le ratio moment / force détermine l'emplacement du centre de rotation. Par ailleurs, nous devons inclure la notion de santé parodontale. En effet, le mouvement dentaire qui se produit est dépendant non seulement du ratio moment / force, mais encore de la qualité du support parodontal : une hauteur réduite d'os alvéolaire ou des racines courtes, vont altérer le type de mouvement basé sur le ratio moment / force. Par exemple, pour un support parodontal de qualité (c'est-à-dire niveau osseux normal), il est plus difficile de contrôler le ratio moment / force, si la racine est plus longue. Ceci étant donné que le  $C_{rés}$  se trouverait d'autant plus éloigné du point d'application de la force (boîtier) . Aussi, pour une racine de même longueur, il sera plus difficile de contrôler le ratio moment / force si le niveau de l'os alvéolaire est diminué, puisque le  $C_{rés}$  serait situé plus apicalement sur la racine (Remise, 2005).

### 2.5.1 Mouvement de bascule

Le mouvement de bascule est caractérisé par un déplacement coronaire plus important que le déplacement radiculaire. Lors d'une bascule, le  $C_{rot}$  se trouve en position apicale par rapport au  $C_{rés}$ . Les mouvements de bascule peuvent être subdivisés en deux catégories selon l'emplacement du centre de rotation: bascule contrôlée et bascule non contrôlée. Lors d'un mouvement de bascule non contrôlée, le  $C_{rot}$  se situe entre le  $C_{rés}$  et l'apex. Cependant, lors d'une bascule contrôlée, le  $C_{rot}$  se trouve à l'apex .

### 2.5.2 Mouvement de translation

Une dent subit un mouvement de translation lorsque l'apex et la couronne se déplacent de la même distance et dans la même direction linéaire. À ce moment, le  $C_{rot}$  se retrouve à l'infini.

### 2.5.3 Mouvement de racine

Comme son nom l'indique, le mouvement de racine est caractérisé par un déplacement radiculaire beaucoup plus important que le déplacement coronaire. Pour obtenir ce type de mouvement, le ratio "moment / force" doit être d'environ 12/1 à 13/1 (Proffit 2007), ce qui engendre beaucoup de stress au niveau de l'apex et donc une augmentation du risque de résorption radiculaire.

### 2.5.4 Mouvement de rotation

Pour obtenir un mouvement de rotation pure, un couple est requis. Étant donné qu'aucune force nette n'agit au  $C_{rés}$ , seule la rotation est exprimée. Le  $C_{rot}$  est donc situé exactement au  $C_{rés}$  de la dent. Cliniquement, ce mouvement est requis le plus souvent, lors de la correction des rotations, en vue occlusale.

## **2.6 Influence des matériaux**

Lorsqu'on parle de forces appliquées aux dents, les principaux acteurs de ce transfert d'énergie sont : les fils et les boîtiers orthodontiques (Meling, Odegaard, 1994).

### **2.6.1 Les fils orthodontiques**

En effet, les fils (mais aussi, les ressorts et les élastiques) sont de première importance dans la transmission des forces lors d'un traitement orthodontique. Aussi bien pour les mouvements de torsion que pour les mécaniques de glissement ou la création d'unité d'ancrage, une connaissance des caractéristiques fondamentales des fils est essentielle. Les caractéristiques mécaniques d'un matériau sont déterminées par plusieurs facteurs. Les propriétés intrinsèques sont les qualités inhérentes d'un fil. Ces propriétés sont déterminées par la composition et l'arrangement moléculaire du matériau. La modification de ces propriétés intrinsèques altère la nature même de l'alliage. Par ailleurs, les propriétés extrinsèques sont des caractéristiques macroscopiques du matériau, comme la longueur, la forme et les dimensions d'un fil. Les propriétés extrinsèques peuvent donc être déterminées par le clinicien. Les courbes Force / Déflexion (figure 2.6) et Contrainte / Déformation ( Stress / Strain ) fournissent l'information pertinente à ce sujet ( Proffit, 2007 ).

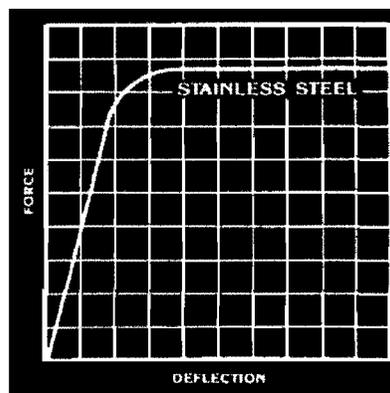
#### **2.6.1.1 L'acier inoxydable**

Malgré leurs limitations certaines, les fils d'acier inoxydable ont toujours leur place en orthodontie, mais de manière plus spécifique qu'auparavant. C'est en 1929 que l'acier inoxydable fut introduit en orthodontie, sous sa forme austénitique, remplaçant les alliages à base d'or.

Avec l'utilisation de l'acier inoxydable, qui est environ 20% plus rigide que les alliages à base d'or, on peut diminuer la dimension des fils, tout en délivrant des niveaux de forces comparables (Remise, 2005).

On note qu'une concentration relativement importante de chrome, 10 à 13 % minimum, est nécessaire afin que la surface de l'acier devienne "passivée" et donc inoxydable. Ceci par la formation d'une couche cohérente d'oxyde de chrome (Graber, Vanarsdall, Vig, 2005). La courbe contrainte / déformation (figure 2.6) de l'acier inoxydable nous donne les informations suivantes :

- Module d'élasticité élevé, il s'agit donc d'un alliage rigide.
- Zone élastique limitée, il s'agit donc d'un alliage peu résilient.



**Figure 2.6 : Courbe force/déflexion de l'acier inoxydable. Selon une publication de la compagnie ORMCO (Tiré de : Remise 2005).**

Notons que les fils rectangulaires ou carrés sont produits par un système composé de deux rouleaux positionnés à 90° l'un par rapport à l'autre (*Turk's head*) qui compressent un fil rond en un fil rectangulaire ou carré. Ceci a pour effet de préserver les coins du fil plus ou moins arrondis (Sebanc, 1984).

Pour de faibles déflexions, l'acier inoxydable produira de grandes forces sur une courte période, exactement l'inverse de ce que l'on recherche en orthodontie pour déplacer les dents. En effet, l'acier inoxydable sera davantage utilisé comme segment stabilisateur et lors de mécaniques de glissement (Mitchell, 1996; Nikolai, 1997). Pour des déflexions plus grandes, l'acier inoxydable subira une déformation plastique. Afin de diminuer la rigidité et le taux charge / déflexion élevé de l'acier inoxydable, il est possible:

- d'utiliser des fils de diamètres plus petits, ce qui a par contre comme effet indésirable de diminuer le contrôle.
- d'incorporer des boucles. L'augmentation de la longueur de fil permettra de diminuer le taux charge / déflexion. Par ailleurs, le temps de chaise peut être augmenté significativement ( Smith RJ, 1980 )

## 2.6.2 Les boîtiers orthodontiques

### 2.6.2.1 Angle: le Père de l'orthodontie moderne.

Le qualificatif de « père de l'orthodontie moderne » donné à *Edward Angle* ne repose pas seulement sur sa contribution dans la classification et le diagnostic, mais aussi sur sa créativité dans le développement de nouveaux appareils orthodontiques. En effet, les appareils fixes utilisés aujourd'hui en orthodontie sont basés sur les dessins proposés par *Angle* au début du 20<sup>e</sup> siècle. Nous verrons, dans les lignes qui suivent, les principaux appareils développés par *Angle*.

Tout d'abord, le « E-Arch », développé vers la fin des années 1800, consistait en un arc rigide vers lequel les dents étaient déplacées à l'aide de ligatures. Il s'agissait donc principalement de mouvements de bascule et aucun positionnement dentaire individuel précis n'était possible.

Par la suite, *Angle* proposa le « Ribbon Arch » à partir duquel chacune des dents était incluse dans le système. Le « ribbon arch » connut un succès immédiat, principalement dû à son efficacité pour aligner les dents en malpositions. Néanmoins, même si le « ribbon arch » pouvait supporter la torsion lors de son insertion sur l'appareil, sa plus grande faiblesse résidait dans le contrôle (médiocre) du positionnement radiculaire. Puis, pour surmonter les faiblesses du « ribbon arch », *Angle* eut la brillante idée de réorienter la lumière du système, de la position verticale à la position horizontale et d'y insérer un fil rectangulaire avec une rotation de 90° par rapport au « ribbon arch », d'où le qualificatif « edgewise ». Suite à son introduction en 1928,

ce type d'appareillage devient rapidement le chef de file de la thérapie orthodontique fixe multibagues (Proffit, 2007).

De 1930 à 1960, il y eut beaucoup de développement dans le domaine de la thérapeutique orthodontique. Il fallut néanmoins attendre les années 1970 pour connaître une véritable révolution en ce qui a trait aux boîtiers. Rappelons qu' *Angle* utilisait le même type de boîtier (bague) sur chaque dent. C'est dans les années 1970 que le *Dr Andrews* a introduit le concept de boîtier spécifique pour différents types de dents, afin d'éliminer ou plutôt de minimiser les plis répétitifs jusque-là nécessaires pour compenser les variations dans l'anatomie dentaire.

### **2.6.2.2 Andrews : fondateur du système de boîtier préajusté.**

Lorsque le système original « Straight Wire Appliance, SWA » fut disponible, en 1972, il avait été développé suite à un projet de recherche sérieux. En utilisant un point central sur l'axe long de la couronne clinique comme référence, le fil rectangulaire devrait être plat et remplir la lumière du boîtier à la fin du traitement. En effet, les résultats d'*Andrews* étaient basés sur des mesures tirées de 120 individus n'ayant jamais reçu de traitement orthodontique et dont l'occlusion était considérée comme parfaite.

C'est à partir de cette étude qu'*Andrews* proposa les six clés d'une occlusion idéale :

- 1) **La relation molaire** : La surface distale de la première molaire supérieure doit être en contact avec la surface mésiale de la deuxième molaire inférieure. La pointe de la cuspide mésiobuccale de la première molaire supérieure doit s'aligner avec le sillon buccal de la première molaire inférieure.
- 2) **L'inclinaison mésio-distale de la couronne ou « tip »** : La portion gingivale de la couronne de chaque dent doit être plus distale que la portion occlusale ou incisive.

- 3) **L'inclinaison bucco-linguale de la couronne ou « torque »** : Les incisives supérieures doivent avoir un torque positif. Les incisives inférieures doivent avoir un torque négatif. À partir des canines, jusqu'aux molaires, le torque est de plus en plus négatif.
- 4) **Rotation** : Il ne devrait y avoir aucune dent en rotation.
- 5) **Espaces** : Il ne devrait y avoir aucun espace entre les dents.
- 6) **Courbe de Spee** : La courbe de Spee devrait être relativement plane, allant de 0,5 à 1,5 mm avec une moyenne de 1,0 mm.

On comprend que deux des six clés peuvent être programmées (préajustées) dans les boîtiers: le « tip » et le « torque ». L'épaisseur bucco-linguale est aussi pré-ajustée dans le « SWA », mais ne figure pas dans les six clés d'occlusion d'*Andrews*.

Le SWA représentait donc l'étape logique à l'amélioration de l'efficacité du système « edgewise ». Les principales caractéristiques incluses dans ce système sont discutées dans les lignes qui suivent.

Tout d'abord, il existe une variation dans l'épaisseur des boîtiers afin de compenser pour l'épaisseur variable de chacune des dents. Ceci permet donc de minimiser les plis de premier ordre (bucco-lingualement) . En ce sens, à cause de la proéminence des canines dans chacune des arcades, la base de leurs boîtiers est très mince, amenant la surface labiale de ces dents tout près du fil. Par ailleurs, la différence de proéminence entre les latérales et les canines supérieures signifie que la base des boîtiers des latérales se doit d'être relativement épaisse, tandis que celle des incisives centrales sera d'épaisseur intermédiaire. Dans le même ordre d'idée, le contrôle des rotations molaires (surtout au maxillaire) est d'une importance capitale pour l'obtention d'une interdigitation optimale. En effet, les tubes spécifiques aux molaires supérieures doivent posséder un « offset » d'environ 10° pour faciliter l'obtention d'une relation de classe I molaire.

Une autre caractéristique du SWA est la variation dans l'inclinaison (mésio-distale) de la lumière des boîtiers, afin de minimiser les plis de deuxième ordre. Dans le système « edgewise » original, les plis de deuxième ordre, souvent appelés « plis artistiques », représentaient une part importante de la phase de finition. Ces plis étaient nécessaires parce que l'axe long de chaque dent est incliné par rapport à un fil droit continu (ou par rapport au plan occlusal).

Finalement, la variation dans l'inclinaison de la lumière des boîtiers (torque) représente la dernière caractéristique importante du SWA. La morphologie de la surface labiale de chacune des dents varie énormément. Dans le système « edgewise » original, il était donc nécessaire de procéder à des plis de troisième ordre (torque) pour chaque segment de fil rectangulaire, dans le but de l'insérer passivement.

En effet, les plis de troisième ordre n'étaient pas requis seulement pour déplacer buccalement ou lingualemment une racine, mais aussi pour éviter un déplacement non voulu d'une racine positionnée correctement. Néanmoins, il faut reconnaître que ces boîtiers (edgewise préajustés) sont programmés selon des moyennes et que certaines dents dévient de cette moyenne. Nous reviendrons sur ce sujet un peu plus loin.

Le torque programmé dans les boîtiers est souvent très élevé. Pour les incisives supérieures, la lumière des boîtiers doit être inclinée de sorte que les racines se retrouvent en position linguale par rapport aux couronnes, on parle alors de torque positif. Les canines (supérieures et inférieures) quant à elles sont généralement relativement droite, tandis que les prémolaires et les molaires requièrent une augmentation de torque négatif dans le but de positionner les racines buccalement par rapport aux couronnes.

La quantité de torque recommandée dans les différentes prescriptions d'appareils varie plus que toute autre caractéristique dans le système « edgewise » contemporain (Tableau II).

<b>Différentes prescriptions de torque pour les centrales supérieures (degrés)</b>	
Andrews	7
Roth (modifiée)	12
Alexander	14
Burstone	7
Hilgers	22
Bioprogressive (Ricketts)	22
Bioprogressive (Bench)	17
Level anchorage (Tweed)	15
Hasund	22
Cetlin	12
Orthos	15
Ortho AP ( Asian Patients )	11

*Tableau II : Différentes prescriptions de torque, pour les centrales supérieures, selon différents concepteurs de systèmes « straight wire » ( Proffit, 2000 ).*

Plusieurs facteurs sont importants dans la détermination du torque approprié, mais trois de ceux-ci sont particulièrement déterminants pour décider de la prescription nécessaire pour un type de boîtier spécifique :

- 1) La valeur choisie par le concepteur comme étant la valeur moyenne de l'inclinaison de la surface labiale pour ce type de dent.
- 2) Où, sur la surface labiale (à quelle distance du bout incisif ou occlusal) le boîtier devra-t-il être positionné.
- 3) Le "jeu" prévu à l'interface "lumière / fil" du boîtier , Tableau III.

<b>Torque Effectif</b>				
<b>Grosueur du fil (millièmes de pouce)</b>	<b>Jeu (degrés)</b>	<b>Torque pré ajusté (degrés)</b>		
		10	22	30
<b>Torque effectif (degrés)</b>				
<b>Lumière 0,018"</b>				
16 x 16	10,9	0,0	11,1	19,1
16 x 22	9,3	0,7	12,7	20,7
17 x 25	4,1	5,9	17,9	25,9
18 x 18	1,5	8,5	20,5	28,5
18 x 25	1,0	9,0	21,0	29,0
<b>Lumière 0,022"</b>				
16 x 22	21,9	0	0,1	8,1
17 x 25	15,5	0	6,5	13,5
19 x 25	9,6	0,4	12,4	20,4
21 x 25	4,1	5,9	17,9	25,9
21,5 x 28	1,8	8,2	20,2	28,2

*Tableau III : Torque effectif pour différents agencements fils-boîtiers, basé sur les valeurs nominales des manufacturiers. Le torque effectif réel serait donc plus faible ( Proffit, 2007 ).*

Comme le démontre le tableau III, le torque programmé dans le boîtier et le torque effectif fourni par un fil qui ne remplit pas la lumière peuvent être bien différents. On comprend donc que chaque type de boîtier préangulé diffère quant à son torque intégré et que le torque choisi pour chaque dent peut aussi varier en fonction de chacune des philosophies (tableau II). Par exemple, pour une centrale supérieure, la prescription de torque varie entre 7° et 22° . Ce qui signifie que chaque clinicien a sa propre perception de ce que représente la bonne quantité de torque (Van Loenen, Degrieck, 2005).

### 2.6.2.3 Les boîtiers autoligaturants

Les boîtiers autoligaturants représentent aussi un développement significatif dans le domaine de l'orthodontie. Un boîtier autoligaturant est défini comme un boîtier utilisant une composante permanente pour maintenir le fil à l'intérieur de la lumière (Graber, Vanarsdall, Vig, 2005). En effet, placer une ligature métallique ou élastomérique autour des ailettes d'un boîtier pour y retenir le fil nécessite un temps considérable. Les ligatures élastomériques introduites dans les

années 1970 ont largement remplacé les ligatures métalliques, principalement grâce à leur facilité et à leur rapidité d'insertion et de désinsertion. Par ailleurs, ces élastomères comportent des inconvénients majeurs, comme la dégradation rapide de la force délivrée, l'augmentation de la friction dans le système et la rétention de la plaque. En comparaison, les boîtiers autoligaturants peuvent être ouverts et fermés beaucoup plus rapidement, leur relation avec le fil est constante, c'est-à-dire, ne se dégrade pas et plusieurs études affirment qu'ils offrent moins de résistance frictionnelle que les boîtiers ligaturés de façon conventionnelle (Berger 1994, Pizzoni 1998).

Les boîtiers autoligaturants peuvent être classés en deux catégories : passifs et actifs. Les boîtiers passifs utilisent une composante mobile et rigide afin de maintenir le fil. Le contrôle des mouvements dentaires avec ce type de boîtier est déterminé exclusivement par la relation entre la lumière et le fil.

Par conséquent, le contrôle est fréquemment compromis, surtout avec les fils de plus petits calibres. Les boîtiers actifs utilisent une composante mobile et flexible afin de maintenir le fil. Cette portière flexible a la capacité d'emmagasiner de l'énergie, puis de la libérer grâce à ses propriétés élastiques.

Le concept d'attache orthodontique autoligaturante n'est pas nouveau. C'est en 1933 que *Charles E. Boyd*, déposa le premier brevet pour un attachement orthodontique autoligaturant. (Graber, Vanarsdall, Vig, 2005).

Très peu de temps après *James W. Ford* proposa le Ford Lock design. La dimension de ces boîtiers étant exagérée et leurs coûts de production exorbitants, ils n'ont jamais franchi l'étape de la commercialisation. Il fallut attendre l'arrivée des boîtiers *Edgeloek*, en 1972, pour qu'un système autoligaturant soit distribué commercialement à grande échelle. Le tableau IV illustre le développement des boîtiers autoligaturants.

<b>Évolution des boîtiers autoligaturants</b>			
<b>Date du brevet</b>	<b>Marque du boîtier</b>	<b>Mode d'action</b>	<b>Disponible actuellement</b>
1933	Boyd band	Passif	Non
1933	Ford Lock	Passif	Non
1952	Russell appliance	Passif	Non
1953	Schurter	Passif	Non
1957	Rubin	Passif	Non
1966	Branson	Passif	Non
1972	SPEED	Actif	Oui
1972	Edgelock	Passif	Non
1979	Mobil-Lock	Passif	Oui
1986	Activa	Passif	Non
1995	Time	Passif	Oui
1996	Damon	Passif	Oui
1998	TwinLock	Passif	Non
2000	In-Ovation	Actif	Oui
2004	Damon 3	Passif	Oui

*Tableau IV : Évolution des boîtiers autoligaturants ( Graber, Vanarsdall, Vig, 2005 ).*

#### **2.6.2.4 Les boîtiers linguaux**

Une des principales barrières aux traitements orthodontiques, surtout chez l'adulte, est sans aucun doute la visibilité des appareillages sur la surface labiale des dents. L'introduction dans les années 1970 des systèmes de collage à la surface de l'émail a rendu possible l'utilisation d'attachements linguaux. En théorie, il est possible d'obtenir le même contrôle tridimensionnel dans les mouvements coronaires et radiculaires, mais la distance inter-boîtiers réduite est un problème majeur en orthodontie linguale. Bien qu'un traitement complet de malocclusion puisse être accompli avec les appareils linguaux, la difficulté, la durée et donc le coût d'un tel traitement sont significativement augmentés. Malgré des progrès considérables dans ce domaine, l'emballement initial de la nouveauté a vite fait place aux contraintes et limitation de la réalité (Proffit, 2007). Leur très faible popularité en Amérique du Nord explique l'absence de ce type de boîtier dans l'étude actuelle.

### **2.6.2.5 Les boîtiers esthétiques**

Coller des boîtiers sur les surfaces linguales représente une façon d'améliorer l'esthétique d'un traitement orthodontique avec appareils fixes. Une autre façon de faire, est de coller les boîtiers sur la surface buccale, mais de les rendre le moins visibles possible.

C'est ce que les boîtiers en plastique et en céramique permettent de faire. Les premiers boîtiers esthétiques sont arrivés sur le marché dans les années 1970. Il s'agissait à cette époque de boîtiers en plastique. Ce matériau était, malheureusement, caractérisé par des inconvénients majeurs : les boîtiers décoloraient, brisaient et, de plus, offraient beaucoup plus de résistance aux mouvements de glissement sur les fils d'acier inoxydable.

Le développement des boîtiers en céramique dans les années 1980 améliora grandement les performances cliniques des appareils esthétiques. En 1991, les études de Holt et al. ont démontré que ces boîtiers sont assez résistants pour supporter les forces orthodontiques. Même s'ils étaient loin d'être parfaits, les boîtiers en céramique démontraient une stabilité de couleur très acceptable et les patients appréciaient leurs qualités esthétiques. Dès leur commercialisation, la popularité des boîtiers en céramique était si grande que l'utilisation des appareils linguaux déclina rapidement. Il fut cependant rapidement évident que le seul véritable avantage des boîtiers en céramique se rapportait à l'esthétique. Leurs dimensions, les dommages possibles à l'émail lors de leur retrait et surtout la friction plus élevée sont des problèmes potentiels de ce type de boîtier.

## **2.7 L'importance du troisième ordre en orthodontie**

En 1977, Steyn appliqua des forces aux racines de dents antérieures dans un modèle d'acrylique afin de mesurer le stress développé dans le fil auquel les dents étaient ligaturées. Nikolai et Wagner, 1985 donnent deux définitions possibles au torque : 1) Contrôle ou changement de l'inclinaison labio-linguale de la couronne et 2) Montant de force de torsion appliquée à un fil

orthodontique durant son engagement (insertion) dans le boîtier. Un torque adéquat améliore la qualité du traitement orthodontique et prévient les dommages causés aux tissus (Meling, Odegaard, 1997). De plus, une inclinaison bucco-linguale correcte tant pour les dents antérieures que postérieures est essentielle afin d'obtenir une relation occlusale adéquate, un sourire esthétique et une bonne stabilité à long terme (Gioka, Eliades, 2004). En effet, le torque des incisives maxillaires est crucial dans l'établissement d'un sourire harmonieux, d'une guidance antérieure fonctionnelle et d'une relation canines et molaires de classe I.

De plus, une inclinaison insuffisante prive l'arcade d'espace potentiel, puisqu'il a été démontré que pour 5° d'inclinaison (torque coronaire labial) supplémentaire, environ 1 mm de longueur d'arcade est généré (O'Higgins et al, 1999). Aussi, des segments postérieurs supérieurs « sous torqués » ont un effet de constriction sur le maxillaire et ne permettent pas une bonne relation cuspides à fosses entre les dents supérieures et inférieures (Gioka, Eliades 2004). Il faut noter que le torque des incisives détermine la position antéro-postérieure du point A céphalométrique; des racines trop labiales auront tendance à repositionner le point A plus antérieur (Van der Linden, 1971).

Malgré le nombre impressionnant de données, empiriques et scientifiques, sur l'importance d'un torque adéquat, il existe une variabilité déroutante dans les « prescriptions » de torque, principalement au niveau des antérieures supérieures, selon les différents concepteurs.

Par exemple, pour les incisives centrales supérieures, le torque incorporé dans les boîtiers va de 12° pour Roth à 22° pour la philosophie bioprogressive (Proffit 2007). Un tel manque d'uniformité dans les valeurs de torque ne peut être que partiellement expliqué par des préférences individuelles dans la position des dents. Nous discuterons donc, dans les prochaines sections des variables pouvant affecter l'expression du torque dans un système « edgewise » de boîtiers pré-ajustés.

## **2.8 Variables affectant l'expression des forces de torsion (torque)**

### **2.8.1 Morphologie coronaire et positionnement des boîtiers.**

Toutes choses étant égales par ailleurs, lorsqu'un orthodontiste utilise des boîtiers préajustés, c'est la position du boîtier sur la dent qui déterminera sa position finale en terme de tip, de torque et de hauteur (Carlson, Johnson, 2001). Alors, selon plusieurs auteurs (Taylor et Cook 1992 ; Creekmore et Kunik 1993) la position finale de la dent réside dans le boîtier et ne requiert pas de pliage de fil puisque tout est programmé dans le boîtier. En effet, si le boîtier est mal positionné ou si la couronne de la dent ne correspond pas à la moyenne pour laquelle le boîtier a été développé (Meyer et Nelson 1978 ; Creekmore et Kunik 1993) , alors la position finale de la dent ne sera pas optimale. En ce sens, afin d'exprimer de façon optimale la prescription intégrée, on propose aussi une hauteur à laquelle le boîtier doit être collé sur la surface labiale de la dent, qui varie entre 4,0 mm et 5,0 mm à partir du bout incisif des incisives (Ricketts, 1976; Alexander, 1983 ; Bennett et McLaughlin, 1997).

Prenant en considération certaines études (Balut, 1992 ; Taylor et Cook, 1997) qui affirment qu'un clinicien peut coller un boîtier à 0,5 mm de précision, la position d'un boîtier sur une incisive supérieure peut varier de 3,5 mm à 5,5 mm du bout incisif.

De plus, il arrive qu'un orthodontiste décide intentionnellement de tricher un peu sur le positionnement, « misbracketing », pour accentuer la correction d'une dimension de la malocclusion. Par exemple, Creekmore et Kunik (1993) suggèrent une modification du positionnement des boîtiers pour les cas de surplomb vertical exagéré, pouvant résulter en une différence de hauteur de 1,0 mm. Aussi, les cliniciens parlent souvent de collage différentiel pour corriger une courbe de Spee exagérée ou pour contrôler une malocclusion comportant une tendance à la béance antérieure. Mais, évidemment, toutes ces suggestions auront un effet sur l'expression du torque et, donc, sur la position finale de la dent. Afin d'obtenir de bons résultats de traitement avec les boîtiers préajustés, sans devoir plier de fil, deux conditions essentielles doivent être remplies. La première et la plus importante : les boîtiers doivent être collés de façon précise, c'est-à-dire, à un endroit spécifique sur la surface labiale ou buccale de chaque type de dent afin de permettre l'expression désirée des mouvements de deuxième et de troisième ordres.

Mais cet idéal ne sera possible que si la morphologie coronaire de chaque type de dent est standardisée (Bryan et al, 1984). La morphologie coronaire étant très variable d'un individu à un autre, la deuxième condition semble donc impossible à réaliser. En ce sens, plusieurs auteurs affirment que malgré l'utilisation d'un système de boîtiers préajustés, le pliage de fil demeure nécessaire dans plusieurs cas pour obtenir un résultat optimal (Balut, 1992 ; Miethke, 1997, Melsen, 1999). Wheeler (1984) démontra que les incisives centrales supérieures sont les dents exprimant le moins de variation quant à la morphologie coronaire. Néanmoins, il existe certaines variations morphologiques entre les incisives supérieures. En fait, on retrouve même des variations entre les deux incisives centrales supérieures chez le même patient (Mavroskoufis et Ritchie, 1980). Dans ces cas, une améloplastie préalable au collage de boîtiers est tout indiquée.

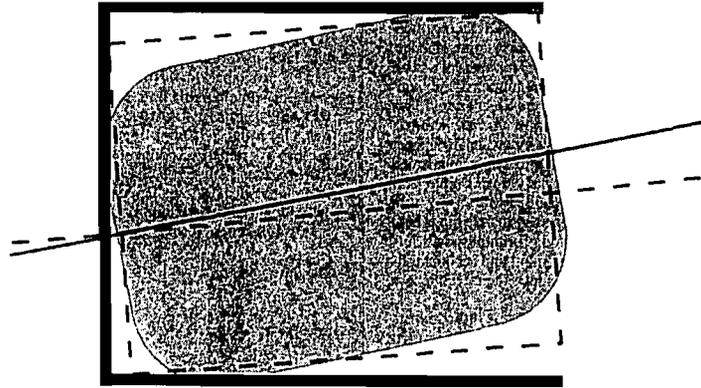
Miethke et Melson (1999) rapportent que, dans la grande majorité des cas, la partie la plus plane d'une dent correspond à l'emplacement du centre du boîtier. Aussi, ils ont prouvé qu'une grande variation existe dans la morphologie de la surface labiale d'un même type de dent. En rapport avec la courbure de la face labiale (ou buccale) les molaires inférieures démontraient la plus grande variation, tandis que les incisives inférieures avaient les plus petits écarts-types. En comparant, cette fois, la morphologie entre les différents types de dents, les mêmes auteurs (Miethke et Melson, 1999) conclurent que les surfaces buccales des molaires inférieures sont les plus courbées, suivies par les prémolaires mandibulaires, les molaires et prémolaires supérieures, puis les antérieures supérieures et finalement les antérieures inférieures.

Ces auteurs ont aussi étudié l'impact, sur le torque, d'une variation subtile dans le positionnement vertical des boîtiers. Ils ont conclu qu'un déplacement vertical inférieur à 0,4 mm n'avait que très peu d'influence sur l'expression du torque programmé dans un boîtier. Par ailleurs, des variations plus importantes, plus de 0,4 mm, provoqueraient des changements dans le torque effectif variant de 2° à 10° selon le type de dent. En fait, dans leur étude, seulement les déplacements verticaux allant de 0,2 mm à 1,5 mm étaient considérés ; pour un déplacement de 1mm, sur une première prémolaire inférieure, la variation médiane dans le torque exprimé était de 4°.

Balut et al (1992) ont, quant à eux, concentré leurs études sur l'analyse de la variation dans le positionnement vertical des boîtiers et ont trouvé que la moyenne des dysharmonies entre deux boîtiers adjacents est de 0,34 mm, avec un écart-type de 1,80 mm . Dans le même ordre d'idée, Germane affirma, suite à son étude, qu'une variation de 1 mm dans le positionnement vertical des boîtiers peut résulter en un changement de torque de 10° (Germane et al, 1986).

### **2.8.2 L'interface de la lumière du boîtier et du fil**

L'approche traditionnelle dans la séquence de fils consiste à augmenter graduellement la dimension, jusqu'à ce que le fil remplisse la lumière des boîtiers, permettant ainsi l'expression des mouvements de troisième ordre. L'avènement des fils de haute technologie a permis une approche alternative, c'est-à-dire que les premiers fils peuvent être de gros calibre mais avec des propriétés intrinsèques différentes. La progression peut donc se faire selon les propriétés des fils et non selon leurs diamètres. Néanmoins, cliniquement, peu importe l'approche utilisée, la dimension du dernier fil ne parvient jamais à remplir la lumière des boîtiers, principalement à cause de la difficulté d'insertion des fils de très gros calibres, mais aussi par l'inconfort que cela peut provoquer aux patients. Alors, inévitablement, une fraction du torque programmé dans le boîtier ne pourra s'exprimer, créant le « jeu lumière-fil » ou « third-order clearance » (Gioka, Eliades, 2004). En effet, ce manque de contrôle ou « jeu », aussi appelé l'angle de déviation par certain, est la quantité de rotation, en degrés, qu'un fil rectangulaire ou carré, partant d'une position passive, doit être tourné avant d'engager un torque biomécanique (Sebanc, 1984). Ce « jeu » peut être extrême et atteindre 100% et donc annuler complètement le torque prescrit dans le boîtier (Meling et Odegard, 1998).



*Figure 2.7 : Angle de déviation (jeu) engendré par l'utilisation de fils sous-dimensionnés et par l'arrondissement « edge bevel » des fils rectangulaires et carrés ( Siatkowski 1999 ).*

Le tableau V, tiré de Gioka et Eliades (2004), nous démontre que le contrôle du torque est supérieur avec un fil 0,016" x 0,022" dans une lumière 0,018" comparé à un fil 0,019" x 0,025" dans une lumière 0,022" . De plus, les données du tableau V nous informent que près de 100% du torque programmé peut être perdu si on utilise une prescription à faible torque. Par ailleurs, en sélectionnant des boîtiers avec un torque élevé, c'est-à-dire, bioprogessifs (22°), un torque effectif d'environ 10° peut s'exprimer. On remarque aussi, que le tableau V nous donne des valeurs différentes pour la perte de torque théorique et la perte de torque mesurée. Dans la plupart des situations, la perte de torque mesurée est supérieure de 40% par rapport à la valeur théorique. Cette différence significative entre la perte de torque théorique et la valeur mesurée, provient principalement des procédés de fabrication des boîtiers et des fils. Lors de la fabrication, des particules de métal, des encoches et des stries peuvent être incorporées à la lumière des boîtiers, ce qui peut empêcher l'engagement d'un fil de gros diamètre (Gioka, Eliades 2004).

De plus, Cash et al (2004) ont démontré que plusieurs types de boîtiers ont les coins arrondis et que la géométrie des murs délimitant la lumière pouvait être parallèle, mais aussi divergente, voire même convergente. Nous savons aussi que les manufacturiers fabriquent les boîtiers de sorte que la lumière soit légèrement plus grande que 0,022" (ou 0,018") et que les fils sont, généralement, légèrement plus petits que ce que le manufacturier indique (Sebanc, 1984).

Grosueur du fil (pouce)	Lumière (pouce)	Torque perdu théorique (degré)	Torque perdu mesuré (degré)
0,016 x 0,022	0,018	9,5	14,1
0,017 x 0,025	0,018	6	6,2
0,018 x 0,025	0,022	15,2	20,1
0,019 x 0,025	0,022	10,5	14,5

*Tableau V : Jeu, théorique et calculé, pour différents agencements de fils et de dimensions de lumières de boîtiers ( Gioka et Eliades, 2004 ).*

Un autre facteur déterminant de l'efficacité de la relation lumière-fil, réside dans la netteté des formes, carrées ou rectangulaires, des fils. En effet, dus aux procédés de fabrication, les fils carrés et rectangulaires ont les coins plutôt arrondis (figure 2.7). En ce sens, Hixon et ses collègues (1981) avaient déjà rapporté que l'observation des fils sous microscope permettait clairement de constater que les coins étaient arrondis. Cette observation avait aussi été notée par l'équipe de Raphael au tout début des années 1980 (Meling et Odegaard, 1997).

Évidemment cet effet « edge bevel » est considéré comme un facteur critique du torque réel (effectif) exprimé par un agencement fil-boîtier, étant donné que ce sont les coins d'un fil qui engagent en premier les murs de la lumière afin de délivrer les forces de torsion, figure 2.7 (Sebanc, 1984).

Dans leurs travaux portant sur la torsion, Odegaard et ses collègues (1994) ont trouvé un angle de déviation de 10,2° entre un fil 0,016" x 0,022" SS Resilient® de la compagnie 3M Unitek dans un boîtier « edgewise » standard de 0,018" de la compagnie Ormco. La valeur réelle moyenne de la dimension des fils était de 0,407 mm x 0,567 mm et la valeur moyenne de la hauteur de la lumière des boîtiers était de 0,473 mm. Avec la formule utilisée par Dellinger (1978), un tel agencement fil-boîtier aurait donné un angle de déviation théorique de 7,0°. Par contre, la formule utilisée par Meling et ses collègues tenait compte de l'impact de l'arrondissement des coins « edge bevel » des fils, et donnait comme angle de déviation théorique 10,8° ( Meling et Odegaard, 1997 ). On comprend donc, que l'impact du phénomène

des coins arrondis est significatif et doit être inclus dans le calcul de l'angle de déviation dans un agencement fil-boîtier.

Par ailleurs, Kusy (2004) a publié les résultats d'une étude démontrant l'impact significatif du torque en rapport avec l'angle critique de contact lors des mécaniques de glissement. À partir d'une équation générale en rapport avec l'angle critique de contact, Kusy rapporte une équation qui incorpore l'influence du torque. Laissons les équations mathématiques plutôt abstraites et résumons les résultats comme suit : plus les dimensions d'un fil augmentent, plus la largeur d'un boîtier augmente ou plus la dimension de la lumière diminue, alors plus l'angle critique de contact pour le pliage « binding » diminue. Cette diminution de l'angle critique de contact, est accentuée par toute augmentation du torque programmé, puisque le jeu entre le fil et la lumière du boîtier est réduit davantage (Kusy, 2004).

### **2.8.3 Marge d'erreur dans la production des boîtiers**

Comme pour tous les autres champs d'activité, les manufacturiers de boîtiers se permettent une marge d'erreur dans les dimensions et les caractéristiques de leurs produits, incluant la précision et la constance des prescriptions (Gioka et Eliades 2004), voir tableau VI. En effet, des variations peuvent être notées entre le torque rapporté et le torque réel dans un ensemble de boîtiers qui semblent tout à fait identiques. Il a été démontré que le torque rapporté peut être différent du torque réel de 5 à 10%, ce qui représente environ 1° à 1,5° de torque (Kiourtsis, 1992).

Les différents procédés de fabrication ont tous leurs avantages et leurs inconvénients. Par exemple, la production par moule (molding) expose davantage le matériau à l'expansion et à la contraction. Par ailleurs, la taille de boîtiers à partir d'un bloc (milling) favorise davantage l'incorporation de stries et de grains, rendant la surface plus rugueuse (Cash et al, 2004).

#### 2.8.4 Résistance des boîtiers à la déformation

La première génération de boîtiers esthétiques, en plastique, suscitait des interrogations quant à leurs performances cliniques; ils échouaient lamentablement dans le transfert du torque à la dent, à cause de la déformation plastique importante associée à leur faible modulus d'élasticité (Dorbin, Kamall, 1975).

Les boîtiers de céramique ainsi que les boîtiers de plastique renforcé au polycarbonate ont significativement augmenté la dureté de ce type d'appareils, améliorant ainsi leurs rendements cliniques.

Par ailleurs, le stress induit par le torque est relativement élevé, comme le démontrent les résultats d'observations de lumières de boîtiers d'acier inoxydable; on y remarque des encoches, des parois déformées et même des changements dimensionnels (Eliades, Papadopoulos et al 2000 ; Fisher et al 2000), tableau VI. Comme nous l'avons vu un peu plus tôt, ces irrégularités favorisent le « jeu » lumière-fil puisqu'elles rendent impossible l'engagement complet de la lumière par les fils.

Sous les forces, il y a déformation et élargissement de la lumière du boîtier dû au fait que les parois, étant le point faible du système fil-boîtiter, subissent un stress et se déforment (Brandies et al, 2006). Fisher (2000) a aussi démontré que l'augmentation du jeu à l'interface lumière-fil, lorsque sous tension, est aussi causée par un élargissement de la lumière du boîtier. Une des principales raisons de cette déformation (élargissement) est le manque de dureté, ou la plasticité des boîtiers. En effet, la dureté des fils est 3,7 fois supérieure à celle des boîtiers. On peut donc affirmer, d'après les résultats de cette étude, que le matériau des boîtiers (l'acier inoxydable) représente un point faible dans l'expression des forces de torsion d'un système fil-boîtier (Fisher, 2000).

### **2.8.5 Mode de ligature**

Une source additionnelle de perte de contrôle des mouvements de troisième ordre réside dans la perte de force des ligatures élastomériques. Ce type de ligature a démontré un patron de dégradation caractérisé par une chute initiale exponentielle atteignant 53% à 60% dans les premières 24 heures (Taloumis, 1997). Conséquemment, l'engagement du fil dans la lumière du boîtier est incomplet. De plus, comme ces résultats proviennent d'études *in vitro*, la vitesse de dégradation réelle, intra-orale, est probablement plus rapide (Wanono 2003).

En ce sens, en milieu buccal, les ligatures élastomériques sont exposées à la dégradation enzymatique ainsi qu'aux variations de température importantes, ce qui peut contribuer à accélérer le vieillissement de ce type de matériau.

l'expression du torque prescrit dans les boîtiers, déjà compromis, s'en trouve réduit davantage par l'inefficacité de ce type de ligatures à maintenir le fil au fond de la lumière des boîtiers (Tableau VI). L'utilisation de ligatures métalliques est fortement recommandée et il a été démontré qu'elles réduisent le « jeu » lumière-fil (Fischer, Brandies, 2000).

### **2.8.6 Distance inter-boîtier**

La distance inter-boîtiers, déterminée par la largeur des dents et des boîtiers, est en moyenne de 6 mm dans la région antérieure supérieure (Holt et al. 1991). Une distance plus petite aura pour effet d'augmenter la rigidité du fil et par conséquent d'amplifier la force transmise aux dents; une distance plus grande aura pour effet de diminuer la rigidité du fil et par conséquent de transmettre une force de torsion moins élevée.

<b>Variables vs torque</b>	<b>Variations</b>	<b>Technique corrective</b>
Inclinaison coronaire idéale visée.	Variation énorme entre les différentes prescriptions.	Rien
Jeu lumière-fil	Peut réduire le torque de 50%-100%.	Choisir une prescription avec torque élevé.
Rigidité de la lumière des boîtiers.	La déformation permanente des murs de la lumière des boîtiers peut nuire à l'engagement complet du fil.	Utiliser des lumières de métal. Néanmoins, elles peuvent présenter une surface rugueuse, compliquant aussi l'engagement complet.
Variables des manufacturiers	Boîtiers ; surdimensionnés Fils; sous-dimensionnés	Rien
Ligature incomplète	Les ligatures élastomériques perdent jusqu'à 50% de leur force dans les premières 24 hrs.	Utiliser des ligatures métalliques pour exprimer le torque de façon optimale.

**Tableau VI : Variables pouvant affecter l'expression du torque des boîtiers pré-ajustés et les techniques pouvant les contrecarrer ( Gioka et Eliades, 2004 ).**

## 2.9 En résumé

Les forces de torsions (torque) résultant des agencements fils-boîtiers des systèmes « straight wire » ont reçu beaucoup moins d'attention, dans le domaine de la recherche en orthodontie, que le phénomène de la friction lors des mécaniques de glissement.

En 1977, Steyn publia une étude sur le stress en torsion, développé dans un fil d'acier inoxydable lorsqu'il appliquait une force sur les racines des dents antérieures de son modèle expérimental. Par la suite, quelques études ont été menées dans lesquelles on appliquait de grandes forces en torsion, pour mesurer la résistance des boîtiers. Flores (1988) , par exemple, testait les boîtiers de céramique, en appliquant des forces de torsion, jusqu'à ce que les boîtiers fracturent. Le

même genre de projet fut réalisé dans les années 1990 par Holt et ses collègues. Les résultats de leurs études ont démontré, principalement, que les boîtiers de céramique pouvaient supporter les forces de torsion généralement utilisées en orthodontie. D'autres auteurs se sont intéressés à l'angle de déviation ou jeu « Third order clearance ». En effet, Dellinger et Creekmore, à la fin des années 1970, ont publié sur la notion importante de jeu à l'interface fil-boîtier. Hixon, en 1982, a lui aussi fait la lumière à propos de la notion d'angle de déviation, mais cette fois en mesurant les dimensions réelles des fils et des lumières de boîtiers. Sebanc (1984) a, quant à lui, apporté beaucoup d'informations sur l'importance de la géométrie réelle des fils carrés et rectangulaires. En ce sens, dus aux procédés de fabrication, les coins des fils sont généralement arrondis : « edge bevel ». Il a démontré dans son étude l'impact significatif de ce phénomène sur le torque effectif délivré par les agencements fils-boîtiers. Dans les années 1990, Meling et Odegaard ont publié plusieurs articles en rapport avec les forces de torsions de différents fils rectangulaires et carrés.

Finalement, Kusy, le chef de file en ce qui a trait aux recherches sur la friction, a publié en 2004 un article provenant d'une étude où il prenait en considération l'impact du torque sur la friction.

Par ailleurs, quelques auteurs stipulent que les fils possédant des coins arrondis affectent la clairance en torsion mais aucune étude n'a jusqu'à présent comparé l'habilité relative à produire des forces de torsion entre un fil rectangulaire et un fil *hybride* (au coins arrondis).

## **CHAPITRE 3**

### **OBJECTIFS DE L'ÉTUDE**

### 3. OBJECTIFS DE L'ÉTUDE

---

Les standards orthodontiques actuels poussent le clinicien à offrir le meilleur traitement au patient de façon la plus efficace possible. Des principes esthétiques, fonctionnels et de stabilité doivent être respectés afin de parvenir à ces buts spécifiques. Par ailleurs, avec la diversité des appareils orthodontiques sur le marché, l'orthodontiste se trouve confronté à faire un choix parfois difficile basé sur des expériences personnelles ou des affirmations commerciales.

Ce projet vise donc à fournir des données scientifiques et objectives afin de mieux comprendre les interactions entre certaines configurations de fils orthodontiques et les boîtiers préajustés de type «Straight wire ».

L'hypothèse de recherche du projet est la suivante : Les fils orthodontiques en acier inoxydable, de dimensions semblables mais de configurations différentes influencent de façon significative l'expression des forces de torsion.

Deux objectifs suscitent notre intérêt :

1-Comparer l'expression du *torque* entre les deux configurations de fil avec les types et marques de boîtiers orthodontiques les plus communs en Amérique du Nord.

2-Comparer l'influence du fil orthodontique *Hybride* en acier inoxydable sur l'expression des forces de torsion selon le type et la marque de boîtier utilisé.

Les boîtiers étant divisés en trois catégories (types), autoligaturants, esthétiques et conventionnels (Twins), l'analyse statistique des résultats nous permettra aussi de confirmer ou d'infirmer que, selon notre modèle théorique, il existe des différences non seulement entre les dix modèles, mais aussi entre les trois types de boîtiers.

Par la suite, un tableau pourra être dressé afin d'illustrer les « meilleurs » agencements fils-boîtiers pour ce qui est des forces de torsion. Cette étude se limite donc à comparer les valeurs relatives de deux configurations de fils et l'habilité de chacun d'eux à délivrer des forces de torsion.

L'avantage indéniable d'une étude par le biais d'un modèle expérimental réside dans le fait que les résultats ne sont pas influencés, voire modifiés, par des facteurs anatomiques, physiologiques ou psychologiques (coopération). Par ailleurs, le lecteur doit comprendre que cette étude n'a aucunement la prétention de prédire le comportement clinique des appareils testés lors d'un traitement orthodontique spécifique prodigué à un patient.

## **CHAPITRE 4**

### **TECHNIQUE EXPÉRIMENTALE**

## 4. TECHNIQUE EXPÉRIMENTALE

---

Ce chapitre décrit le matériel utilisé, le montage, ainsi que le protocole expérimental suivi afin de réaliser les tests sur l'expression des forces de torsion (torque) des différents agencements boîtiers-fils.

### 4.1 Matériel et méthodes

#### 4.1.1 Échantillons de fils orthodontiques

Les critères d'inclusion des fils sont les suivants : (1) des fils en acier inoxydable de section 0,021" x 0,025" rectangulaires et 0,021" x 0,025" *Hybride* (aux coins arrondis), (2) des fils vierges et sans défaut de fabrication majeur à l'inspection visuelle. Il est important de spécifier que pour chaque groupe de fils testés, les échantillons provenaient du même lot.

Le premier type de fil orthodontique, soit le 0,021" x 0,025" SS rectangulaire, a été sélectionné afin de minimiser le jeu à l'interface boîtier-fil pour ainsi exprimer au maximum le torque intégré dans la prescription des boîtiers. Le deuxième type de fil à l'étude, le 0,021" x 0,025" SS *Hybride*, quant à lui, a été choisi afin de le comparer au premier et ainsi évaluer quantitativement la différence dans l'expression des forces de torsion. Ceci, bien entendu, pour un modèle théorique utilisant les boîtiers dont la lumière est égale, en hauteur, à 22 millièmes de pouce (0,022") ou 0,559mm.

Les fils rectangulaires utilisés étaient livrés en configuration droite d'environ 36 cm de longueur. Ces fils étaient ensuite coupés, avec un « distal end cutter » de la compagnie 3M

Unitek (Californie, États-Unis), en segments égaux de 40 mm. Les fils *Hybrides* étaient livrés sous forme d'arcades préformées, étant donné que le fabricant ne les produit que sous cette forme. Seulement les extrémités de ces fils étaient utilisées étant donné qu'elles ont une configuration droite. Ainsi, des segments égaux de 40 mm ont été coupés à l'aide du même « distal end cutter ». Le tableau VII présente les fils à l'étude.

Fils d'acier inoxydable (SS)		
Configuration	Manufacturier	No de Lot
0,021" x 0,025" rectangulaire	3M Unitek	19469-13
0,021" x 0,025" <i>Hybride</i>	3M Unitek	G-9395

**Tableau VII : Fils orthodontiques à l'étude**

Malgré les dimensions proposées par le fabricant, chaque segment de fil a été mesuré au dix millième de pouce près avec un pied à coulisse de type IP 65 Coolant Proof, du fabricant Mitutoyo.



**Figure 4.1 : Pied à coulisse; modèle IP 65 Coolant Proof, du fabricant Mitutoyo.**

#### 4.1.2 Les boîtiers orthodontiques

Dix modèles de boîtiers orthodontiques, parmi les plus communs en Amérique du Nord, répartis en trois catégories, étaient à l'étude. Tous avaient une lumière de 0,022" et une prescription de torque de 12° à l'exception du boîtier Smartclip® ayant une prescription de torque de 17°, le fabricant n'offrant pas une prescription de 12°. Notons qu'il s'agit de boîtiers pour l'incisive centrale supérieure droite. La dimension des boîtiers utilisés a été mesurée avec un pied à coulisse de type IP 65 Coolant Proof, du fabricant Mitutoyo ( Annexe III ).

Le premier groupe, les autoligaturants, était composé des boîtiers Speed®, SmartClip®, In-Ovation-R® et Damon 3®, (Tableau VIII).

Nom commercial	Manufacturier	Système	Dimension lumière verticale	Prescription torque
Speed	Strite Ind.	Actif	0,022"	12°
Smartclip	3M Unitek	Passif	0,022"	17°
In-Ovation-R	GAC	Actif	0,022"	12°
Damon 3	Ormco	Passif	0,022"	12°

**Tableau VIII : Boîtiers orthodontiques autoligaturants à l'étude.**

Pour ce qui est des boîtiers esthétiques, nous retrouvons : Clarity®, Mystique® et Ice®, voir le tableau IX.

Nom commercial	Manufacturier	Composition	Dimension lumière verticale	Prescription torque	Insert métal dans lum.
Clarity	3M Unitek	Polycristallin	0,022"	12°	Oui
Mystique	GAC	Polycristallin	0,022"	12°	Non
Ice	Ormco	Monocristal	0,022"	12°	Non

**Tableau IX : Boîtiers orthodontiques esthétiques à l'étude.**

Finalement, le troisième groupe, constitué des boîtiers Victory®, Omniarch® et Minitwin®, représentait les *twins* conventionnels, tableau X.

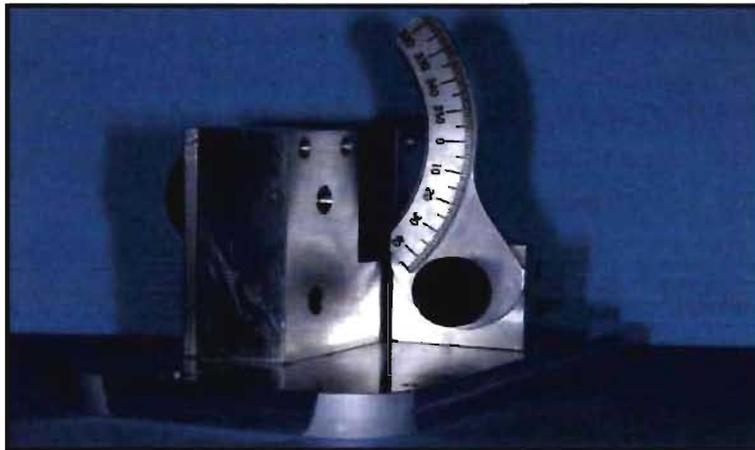
Nom commercial	Manufacturier	Dimension lumière verticale	Prescription torque
Victory	3M Unitek	0,022"	12°
Minitwin	Ormco	0,022"	12°
Omniarch	GAC	0,022"	12°

**Tableau X : Boîtiers orthodontiques *twins* conventionnels à l'étude.**

### 4.1.3 Environnement expérimental

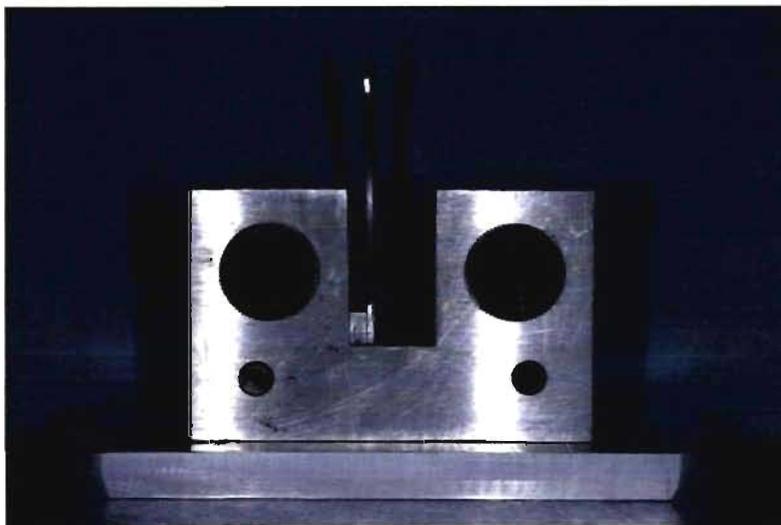
#### 4.1.3.1 Le montage

Le montage, fabriqué par la compagnie SEPRAS Inc de Repentigny, Québec, figure 4.2, a été développé spécialement pour les études sur la torsion en laboratoire .



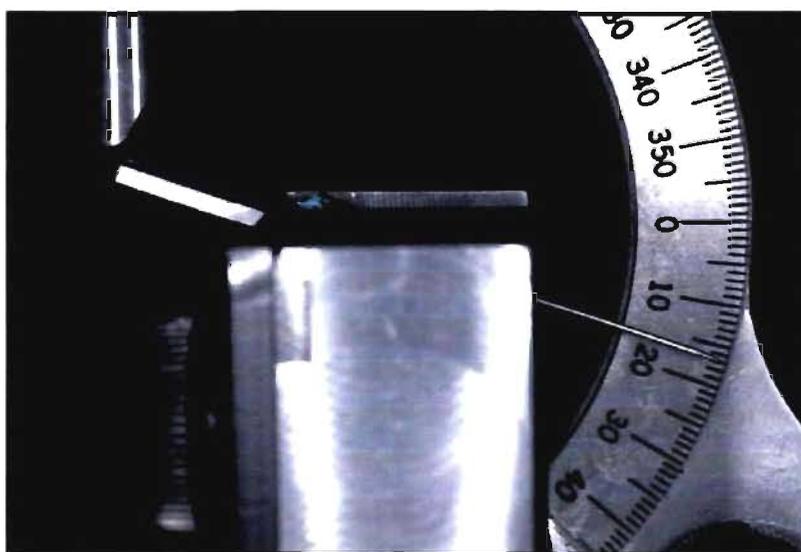
*Figure 4.2 : Montage expérimental.*

Ce montage consiste principalement en une base d'acier inoxydable, sur laquelle repose un bloc en forme de « U », également en acier inoxydable, sur lequel les échantillons (plaquettes – fils – boîtiers ) étaient insérés , figure 4.3. La distance entre les deux portions verticales du « U » est de 14mm, ce qui permet de simuler une distance inter-boîtiers de 7 mm lorsqu'une plaquette d'aluminium, munie d'un boîtier orthodontique, est placée à mi-chemin entre les deux portions verticales du « U ».



*Figure 4.3 : Montage expérimental, bloc en forme de « U »*

Les deux vis, bien visibles sur la figure ci-haut, servaient à immobiliser fermement les fils orthodontiques afin de permettre l'expression du torque programmé dans chacun des boîtiers à l'étude. Un rapporteur d'angle, faisant partie du montage, permettait la lecture en degrés du torque effectivement exprimé. La figure 4.4 montre l'expression du torque du boîtier Smartclip® 17°.



*Figure 4.4 : Rapporteur d'angle intégré au montage.*

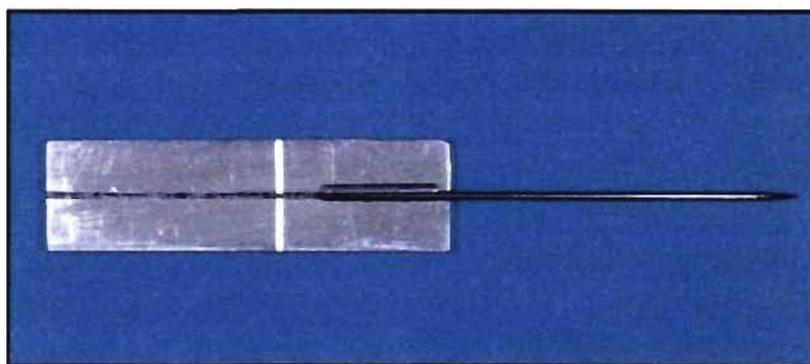
#### 4.1.3.2 Les plaquettes d'aluminium

Les plaquettes d'aluminium représentent l'alternative à l'utilisation de dents extraites pour procéder aux tests sur les forces de torsion. En effet, l'utilisation de dents extraites aurait comporté plusieurs inconvénients dont l'incorporation de variables dans l'étude telles que: la morphologie coronaire de la surface labiale, l'angle corono-radiculaire (Van Loenen, 2005), la longueur (Miethke et Melsen, 1999), le poids et le ratio poids couronne/racine. En ce sens, l'utilisation de plaquettes d'aluminium, identiques en ce qui a trait au poids, à la longueur, à la largeur et à l'épaisseur, permet de mieux isoler la variable à l'étude, soit la force de torsion en fonction du type de boîtier et du type de fil.

Les dimensions des plaquettes sont :

- Longueur : 30 mm
- Largeur : 8 mm
- Épaisseur : 1,5 mm

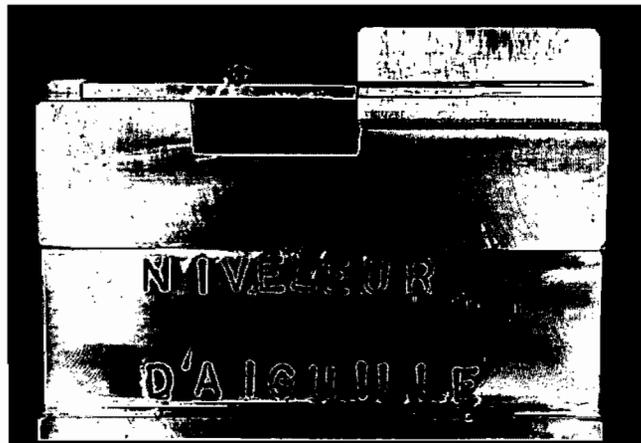
De plus, sur chaque plaquette, deux rainures, une sur le sens de la longueur, l'autre sur le sens de la largeur, formaient une croix dont le point d'intersection correspondait au centre d'équilibre, figure 4.5. Par ailleurs, chaque boîtier était collé de façon à ce que le centre de la lumière coïncide avec le centre d'équilibre de la plaquette. Aussi, chaque plaquette comportait une aiguille de 20 mm servant à indiquer l'angle exprimé par l'agencement fil-boîtier.



*Figure 4. 5 : Plaquettes d'aluminium sur lesquelles les boîtiers étaient collés.*

### 4.1.3.3 Le niveleur d'aiguille

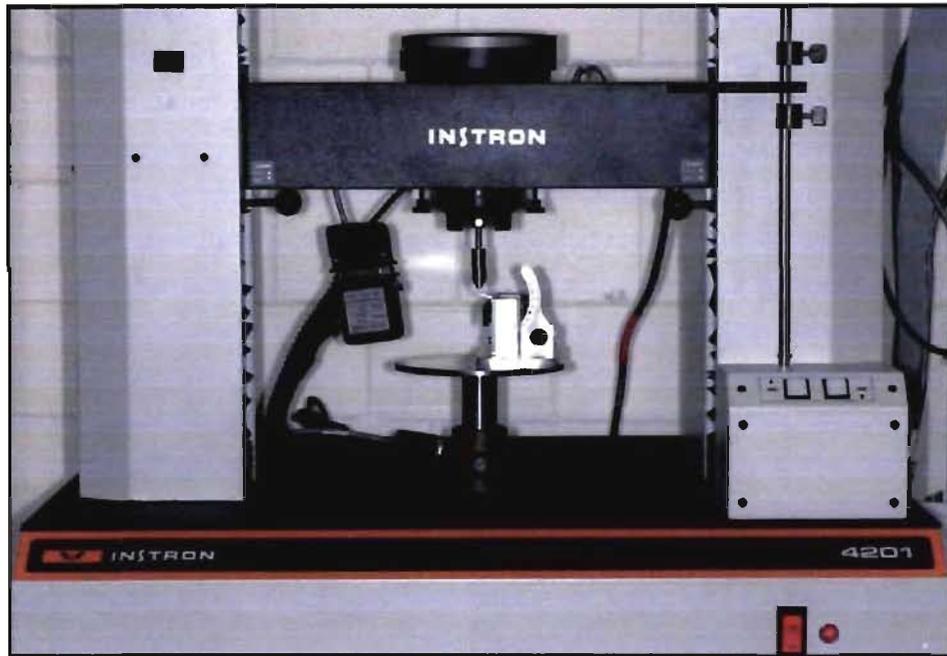
Afin de s'assurer que l'aiguille de chacune des plaquettes soit parfaitement nivelée, c'est-à-dire qu'elle forme un angle de zéro degré avec la plaquette, un niveleur d'aiguille était utilisé pour chaque échantillon ( Figure 4.6 ). Une mise à niveau précédait chaque test.



*Figure 4.6 : Niveleur d'aiguille*

### 4.1.3.4 L'appareil Instron

Le montage était jumelé à un appareil Instron, modèle 4201-1087 (figure 4.7). La cellule de charge (numéro de série : UK391) utilisée permettait l'application de forces allant de zéro à 10 Newtons à une vitesse de traverse de 10mm/minute.

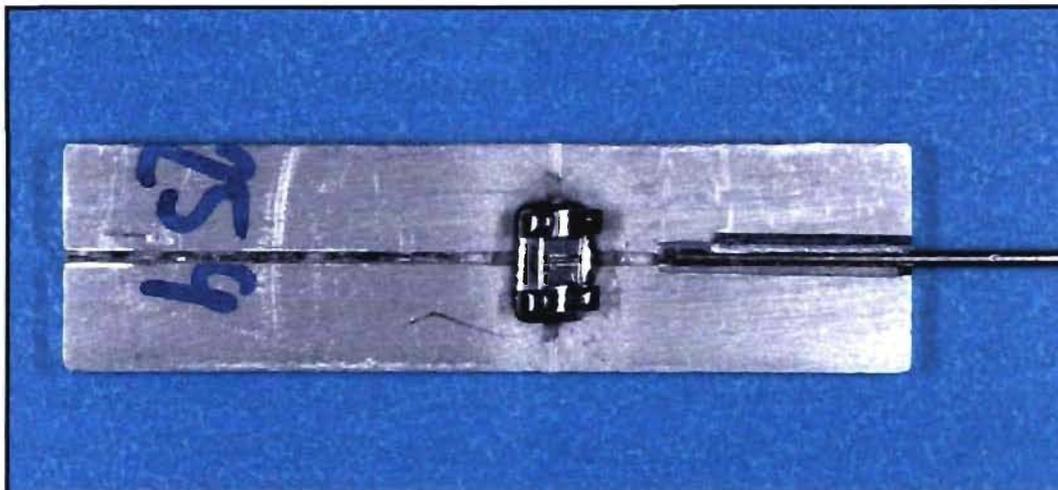


*Figure 4.7 : Appareil Instron 4201 (avec montage jumelé).*

#### **4.1.4 Préparation des échantillons**

Dans un premier temps, tous les échantillons (boîtiers, fils, plaquettes) ont été soumis à une inspection visuelle avant de procéder aux tests, afin qu'il n'y ait pas de défauts majeurs visibles à l'œil nu. Tout boîtier avec une paroi irrégulière ou une base déformée était rejeté.

Ensuite, la région entourant l'intersection des rainures (6 à 7 mm de hauteur et sur toute la largeur) de chacune des plaquettes, fut préparée par un traitement au jet d'oxyde d'alumine, pendant environ 5 secondes, dans le but d'augmenter les qualités de rétention du matériau. Chacun des boîtiers a été collé de façon à ce que le centre de la lumière coïncide avec la rainure horizontale de la plaquette, (Figure 4.8).



*Figure 4.8 : Positionnement des boîtiers sur les plaquettes. Notez le parallélisme entre la lumière du boîtier et la rainure la plus courte de la plaquette. Ceci permettait d'annuler l'inclinaison de deuxième ordre programmée dans le boîtier.*

Cette procédure nous permettait aussi d'annuler l'inclinaison de deuxième ordre programmée dans chaque boîtier et bien entendu de s'assurer que chaque boîtier se trouvait à la même distance de la base de la plaquette, soit 16,3 mm de la force appliquée par la cellule de charge.

La résine composite Transbond XT® (expiration : Avril 2009) de la compagnie 3M Unitek fut utilisée pour coller les boîtiers aux plaquettes. Pour chaque boîtier, la résine composite fut polymérisée avec la lumière Ortholux Led Curing Light® pendant 40 secondes, soit 10 secondes pour chacune des surfaces des boîtiers.

La dernière étape, avant d'incorporer l'échantillon sur le montage, consistait à l'insertion d'un fil d'acier inoxydable 0,021" x 0,025" de configuration rectangulaire ou *Hybride*.

#### **4.1.5 Moyen de ligature**

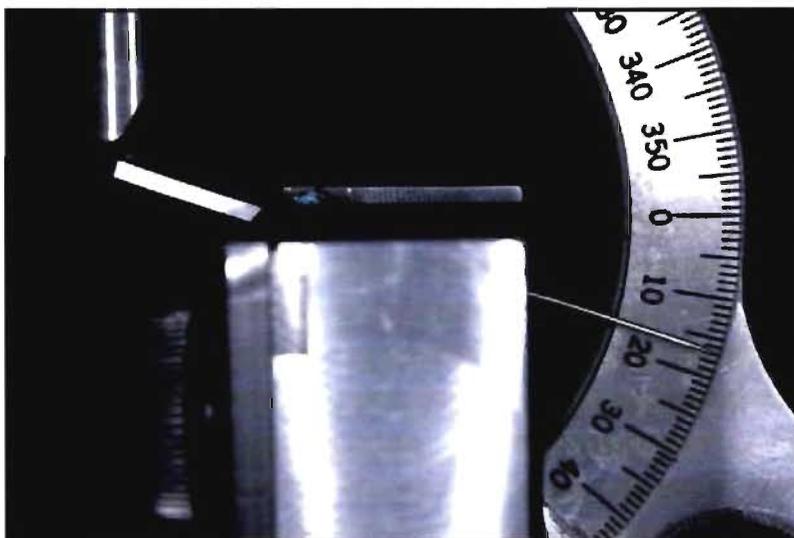
Les boîtiers SPEED®, SmartClip®, Damon 3® et Innovation-R® étant des appareils de type autoligaturant ; leur moyen de ligature correspondait à leur mécanisme respectif. Tous les autres échantillons ont été ligaturés avec les élastomères Super Slick® de la compagnie TP Othodontics Inc .

Bien que plus performantes cliniquement, les ligatures métalliques représentaient ici une source de variation considérable justifiant leur exclusion pour ce projet de recherche. De plus, l'inconvénient majeur des ligatures élastomériques, c'est-à-dire leur dégradation importante dans les premières 24 à 48 heures (Wanono, 2003 ) n'affectait en rien la qualité de nos résultats puisque chaque test était effectué immédiatement, moins de 2 minutes après la ligature du fil au boîtier.

#### **4.1.6 Exécution des tests**

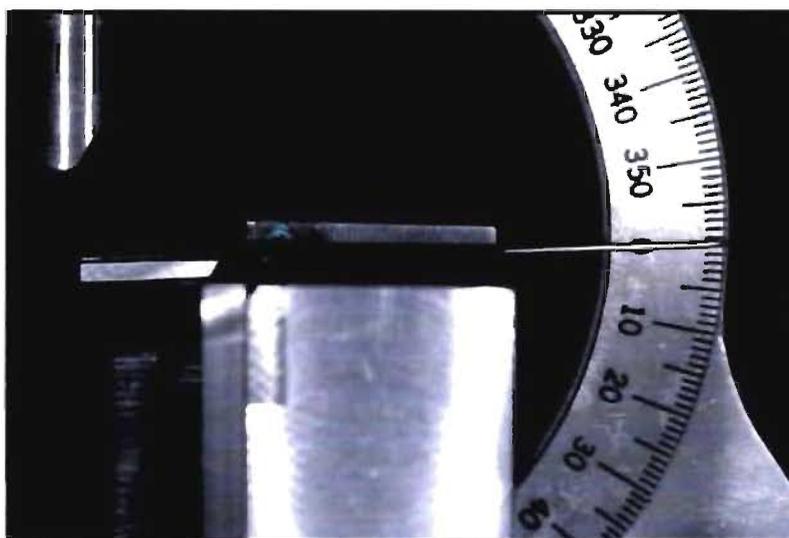
Les tests ont été réalisés à température et conditions atmosphériques ambiantes, c'est-à-dire à 22° Celsius et 50% d'humidité. L'appareil Instron 4201 (figure 4.7) a été configuré de façon à ce que la portion transversale mobile exerce une poussée sur la plaquette à une vitesse de 10 mm/min sur une distance totale d'environ 8mm. La cellule de charge utilisée permet d'enregistrer des forces allant de zéro à dix Newtons. Un logiciel informatique assurait la sauvegarde des mesures.

Les échantillons étaient jumelés au montage par l'insertion du fil dans les mors de la portion en « U ». Le serrement des deux parois contre le fil, engendrait le positionnement de l'échantillon de telle façon que l'aiguille incorporée à la plaquette nous indiquait, sur un rapporteur d'angle, le torque exprimé par l'agencement fil-boîtier, voir figure 4.9.



*Figure 4.9 : Exemple d'échantillon donnant un angle de 17° avant la descente de la cellule de charge.*

La mise à zéro était préalablement effectuée par l'utilisation d'un boîtier de même type avec une prescription de torque égale à zéro degré, figure 4.10.



*Figure 4.10 : Mise à zéro avant chaque série de tests.*

Les plaquettes étaient positionnées pour que l'embout de la cellule de l'Instron touche l'extrémité opposée à l'aiguille lors de la poussée.

De cette façon, la distance entre le point de contact de l'embout de la cellule avec la plaquette et la lumière du boîtier était constante, c'est-à-dire 16,3mm. Finalement, lorsque l'aiguille de la plaquette indiquait zéro degré au rapporteur d'angle, la poussée (descente) de l'Instron était arrêtée. La lecture du rapporteur d'angle était effectuée par le même opérateur, et ce, toujours au même niveau visuel. Du même coup, la mesure de la force nécessaire était enregistrée automatiquement par le logiciel.

Quinze (15) tests ont été effectués pour chaque type d'agencement fil-boîtier, pour un total de trois cents ( 300 ) tests. En effet, cent cinquante ( 150 ) tests ont été nécessaires pour évaluer les forces de torsion des dix ( 10 ) types de boîtiers à l'étude, avec les fils 0,021" x 0,025" SS rectangulaires et cent cinquante ( 150 ) autres tests avec les fils 0,021" x 0,025" SS *Hybride*.

Il est important de préciser que chaque échantillon, c'est-à-dire chaque agencement plaquette-boîtier-fil, n'a servi qu'une seule fois. Par exemple, pour les quinze tests de l'agencement boîtier « x » - fil « y », alors quinze plaquettes étaient préparées avec quinze boîtiers « x » et quinze segments de fil « y ».

Suite à chaque expérimentation, un nouveau fil fût réintroduit dans la lumière du boîtier. En aucun temps il était impossible d'engager le fil dans la lumière du boîtier. Ceci permet d'affirmer qu'aucune déformation majeure du boîtier ne s'est produite durant les expérimentations.

#### **4.1.7 Analyses statistiques**

Pour chaque type de boîtier à l'étude, et ce pour les deux dimensions de fils, la moyenne, l'écart-type, ainsi que le coefficient de variation ont été calculés. Ces résultats sont présentés dans la prochaine section, sous forme de tableaux et de graphiques.

La première hypothèse de recherche est la suivante : Les fils orthodontiques en acier inoxydable, de dimensions semblables mais de configurations différentes influencent de façon significative l'expression des forces de torsion. Afin de confirmer ou d'infirmer cette hypothèse de recherche, nous avons procédé à différents tests statistiques.

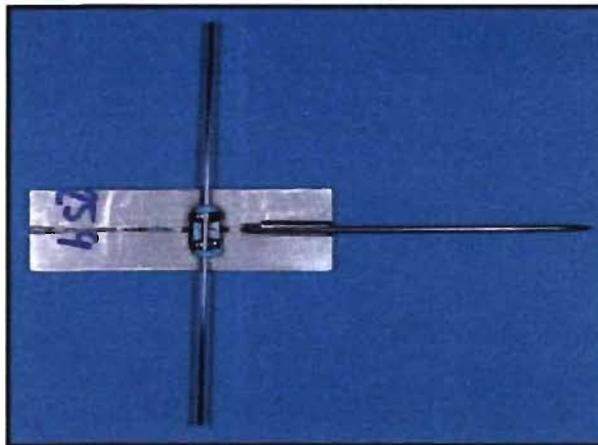
Pour les deux groupes de fils, des tests de comparaison « t » de Student ont été utilisés pour vérifier s'il existe une différence statistiquement significative entre les deux dimensions, pour chacun des dix modèles de boîtiers à l'étude.

Pour la comparaison des trois types et des dix modèles de boîtiers, nous avons procédé à des analyses de variance univariées, puis à des tests de comparaisons deux à deux Post Hoc selon la méthode Tukey HSD (Honestly Significant Difference). Des sous-groupes homogènes ont émergé de ces comparaisons multiples. Cette organisation permet de visualiser quels boîtiers ont des comportements semblables dans l'expression des forces de torsion avec un fil donné.

#### **4.1.8 Sources d'erreurs**

Il est important de mentionner que toutes les manipulations, tous les tests et toutes les prises de données, ont été réalisés par le même opérateur. Néanmoins, voici les différentes sources d'erreurs possibles.

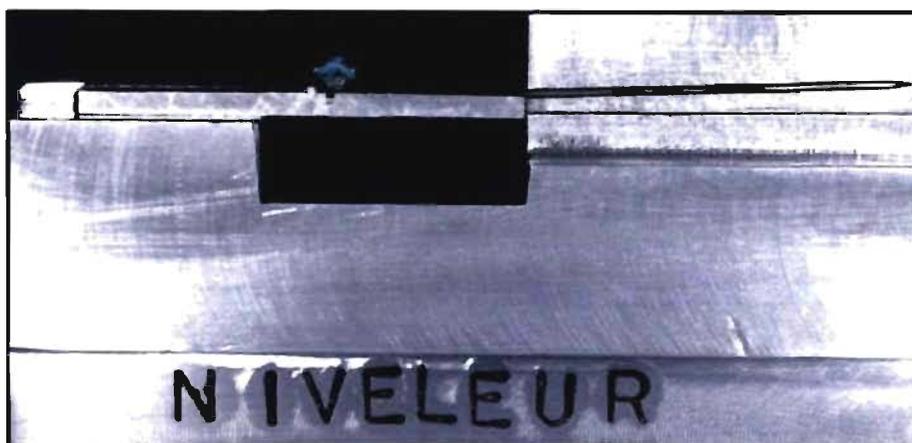
1. Lors du positionnement (collage) des boîtiers sur les plaquettes, il peut toujours y avoir quelques dixièmes de mm de différence d'un boîtier à l'autre.
2. Toujours lors du positionnement des boîtiers, il se peut que la lumière d'un boîtier ne soit pas exactement parallèle à la rainure horizontale de la plaquette. Cette erreur de manipulation a pour effet de ne pas annuler complètement le « tip » prescrit dans le boîtier, figure 4.11 et donc de modifier l'expression du torque.



*Figure 4.11 : Erreur de manipulation lors du collage du boîtier sur la plaquette. On remarque que l'échantillon de fil n'est pas parfaitement perpendiculaire à l'aiguille de la plaquette.*

3. Un modèle de boîtier n'est pas commercialisé avec la prescription de 12° de torque, pour ce dernier nous devons utiliser des boîtiers avec 17° de torque. Notons que ceci ne s'applique que pour les boîtiers Smartclip®.
4. Certains modèles de boîtiers ne sont pas commercialisés avec la prescription de 0° de torque. Dans ces cas, la mise à zéro du montage devait être réalisée avec un autre modèle de boîtier, le plus semblable bien entendu .

5. Lecture du retour à zéro degré sur le rapporteur d'angle. Même s'il était relativement facile d'arrêter l'Instron lorsque l'aiguille de la plaquette arrivait à zéro degré, il s'agit tout de même d'une source d'erreur potentielle selon l'angle auquel la lecture est effectuée.
6. Lors de la transcription des données dans un chiffrier excel, pour l'analyse statistique.
7. Niveleur d'aiguille. Possible que l'aiguille ne soit pas parfaitement parallèle à la rainure du niveleur, ( Figure 4.12).



*Figure 4.12 : Source d'erreur potentielle lors du nivelage de l'aiguille.*

## **CHAPITRE 5**

### **DESCRIPTION DES RÉSULTATS**

## 5. DESCRIPTION DES RÉSULTATS

---

### 5.1 Force délivrée lors de l'expression des mouvements de torsion

Les données recueillies ont été traitées avec le logiciel Microsoft excel. Les moyennes, écarts-types et le coefficient de variation des forces de torsion sont représentés pour chaque type de fil à l'étude. Les résultats sont représentés sous forme de tableaux (tableaux XI, XII et XIII). Pour ce qui est des graphiques qui suivent, ils servent à mieux visualiser les résultats obtenus; voir figures 5,1 à 5,6.

<b>Fil rectangulaire : 0,021" x 0,025" SS</b>			
Boîtiers	Force (N)	Écart-type	Coefficient de variation (%)
<b>Autoligaturants</b>			
Damon 3	0,96	0,10	11,0
In-Ovation	1,21	0,07	5,9
Smartclip	2,73	0,07	2,6
Speed	1,10	0,08	7,7
<b>Esthétiques</b>			
Clarity	1,39	0,10	7,5
Ice	1,76	0,12	7,3
Mystique	1,52	0,10	6,9
<b>Twins conventionnels</b>			
Minitwin	1,56	0,12	7,8
Omniaarch	0,86	0,02	3,0
Victory	0,84	0,06	7,1

Tableau XI : Moyennes, écarts-types et coefficients de variation des forces délivrées (en Newton) des différents boîtiers à l'étude avec le fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS.

<b>Fil hybride : 0,021" x 0,025" SS</b>			
Boîtiers	Force (N)	Écart-type	Coefficient de variation (%)
<b>Autoligaturants</b>			
Damon 3	0,20	0,02	11,5
In-Ovation	0,74	0,05	6,7
Smartclip	1,28	0,10	8,1
Speed	0,86	0,08	10,0
<b>Esthétiques</b>			
Clarity	0,23	0,05	24,0
Ice	0,81	0,07	9,2
Mystique	0,76	0,06	8,5
<b>Twins conventionnels</b>			
Minitwin	0,81	0,02	2,5
Omniarch	0,38	0,12	32,4
Victory	0,11	0,01	14,2

Tableau XII : Moyennes, écarts-types et coefficients de variation des forces délivrées (en Newton) des différents boîtiers à l'étude avec le fil *hybride* 0,021" x 0,025" SS.

Le coefficient de variation se calcule en divisant l'écart-type par la moyenne. Notons qu'il est exprimé ici en pourcentage, plus la valeur est petite, plus grande est la précision des valeurs de la moyenne. Une analyse de variance (ANOVA) à deux variables indépendantes nous a permis de confirmer qu'il y a bel et bien une interaction significative entre les fils et les boîtiers en tenant compte du seuil de la valeur « p » < 0,001. En d'autres mots, l'effet du fil n'est pas le même avec tous les boîtiers. Le tableau XIII montre le facteur par lequel la force de torsion est multipliée lorsque nous passons du fil *hybride* au fil rectangulaire. Ceci illustre, de façon relative, les forces de torsion engendrées par chacun des fil.

Boîtiers	Rectangulaire :SS 0,021" x 0,025"	Hybride : SS 0,021" x 0,025"	Rectangulaire / Hybride
<b>Autoligaturants</b>			
Damon 3	0,96	0,20	4,80
In-Ovation	1,21	0,74	1,63
Smartclip	2,73	1,28	2,13
Speed	1,10	0,86	1,27
<b>Esthétiques</b>			
Clarity	1,39	0,23	6,04
Ice	1,76	0,81	2,17
Mystique	1,52	0,76	2,00
<b>Twins conventionnels</b>			
Omnearch	0,86	0,38	2,26
Minitwin	1,56	0,81	1,92
Victory	0,84	0,11	7,63

Tableau XIII : ratio des forces engendrées (fil rectangulaire / fil hybride).

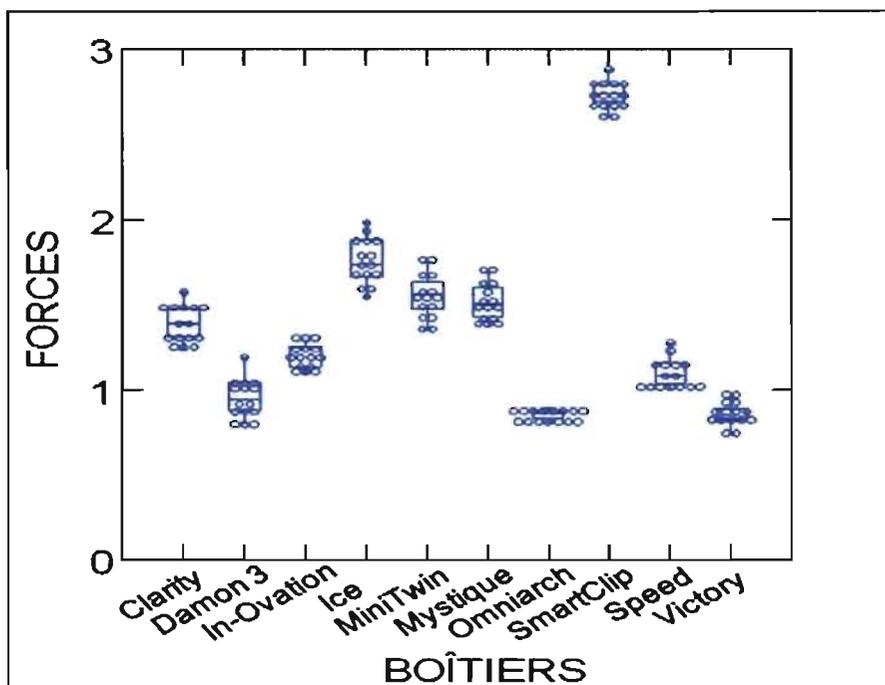


Figure 5.1 : Forces (en Newton) exprimées par les différents échantillons pour chacun des boîtiers avec un fil rectangulaire 0,021" x 0,025".

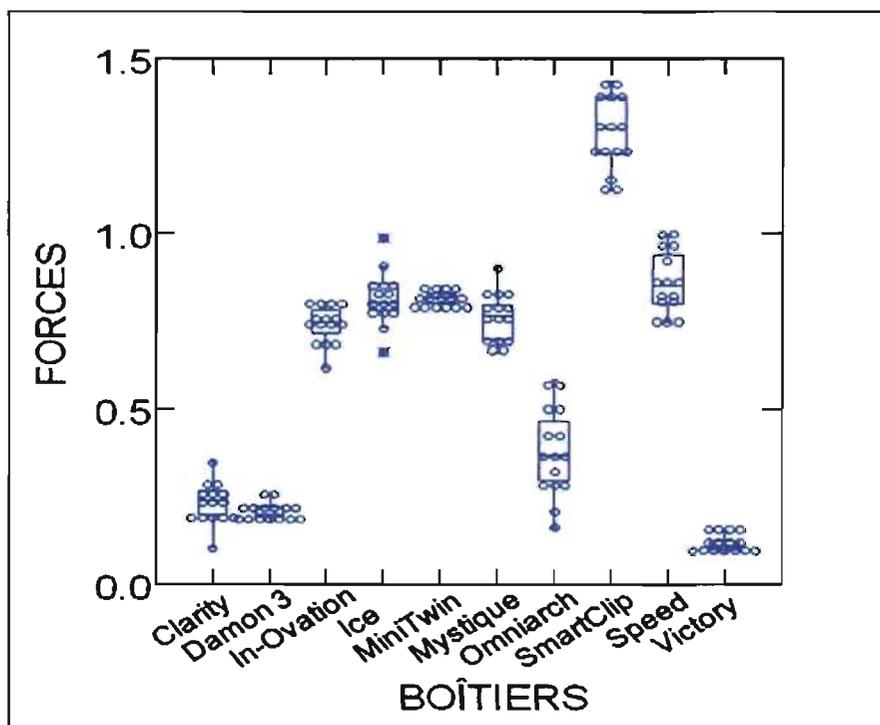


Figure 5.2 : Forces (en Newton) exprimées par les différents échantillons pour chacun des boîtiers avec un fil hybride 0,021" x 0,025".

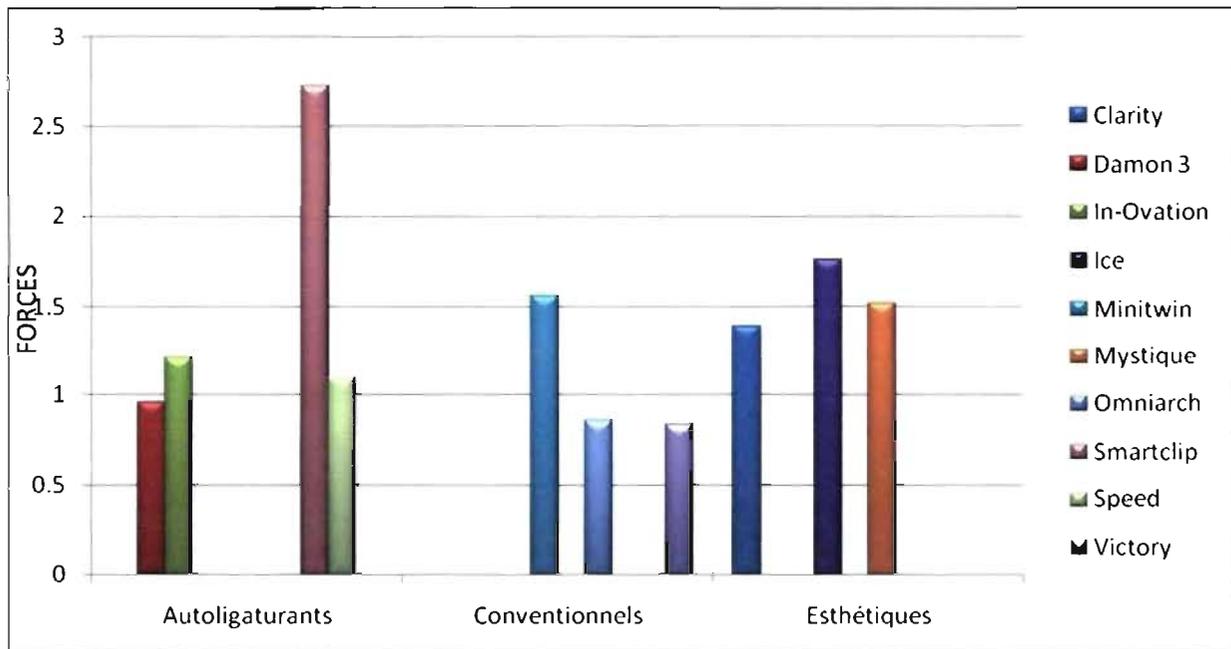


Figure 5.3: Forces en Newton exprimées par les différentes marques de boîtiers, classés selon leur catégories ( autoligaturants, conventionnels ou esthétiques) avec un fil rectangulaire 0,021" x 0,025".

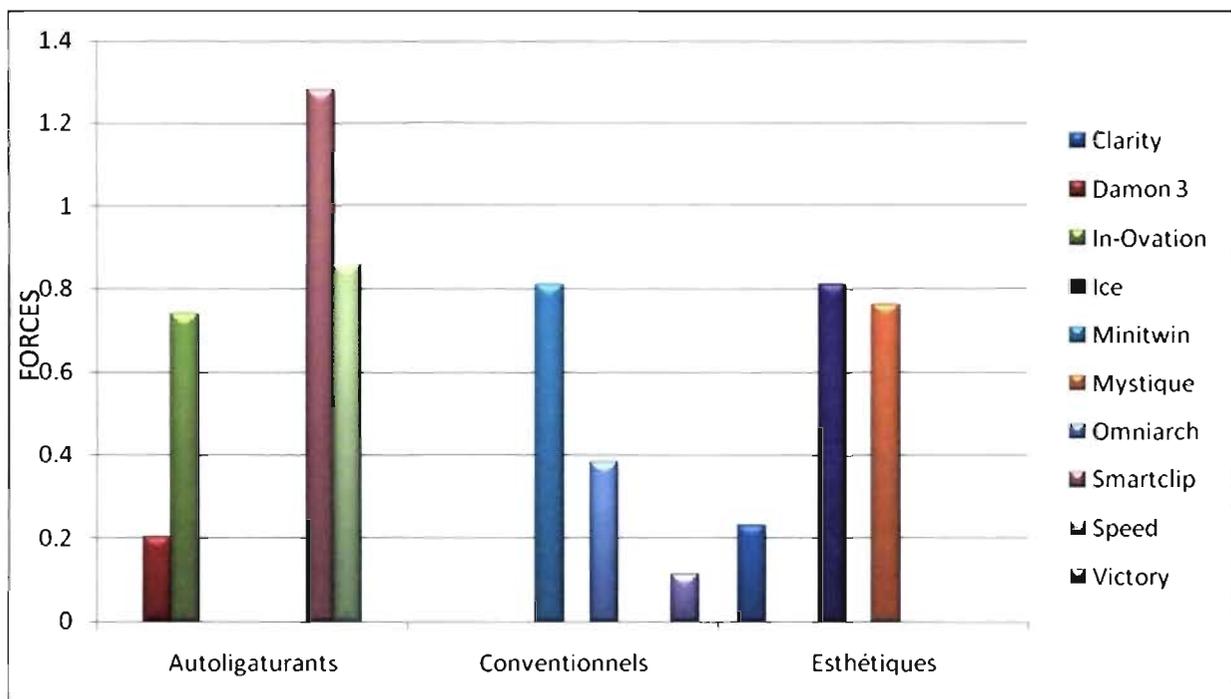


Figure 5.4 : Forces en Newton exprimées par les différentes marques de boîtiers, classés selon leur catégories ( autoligaturants, conventionnels ou esthétiques) avec un fil *hybride* 0,021" x 0,025".

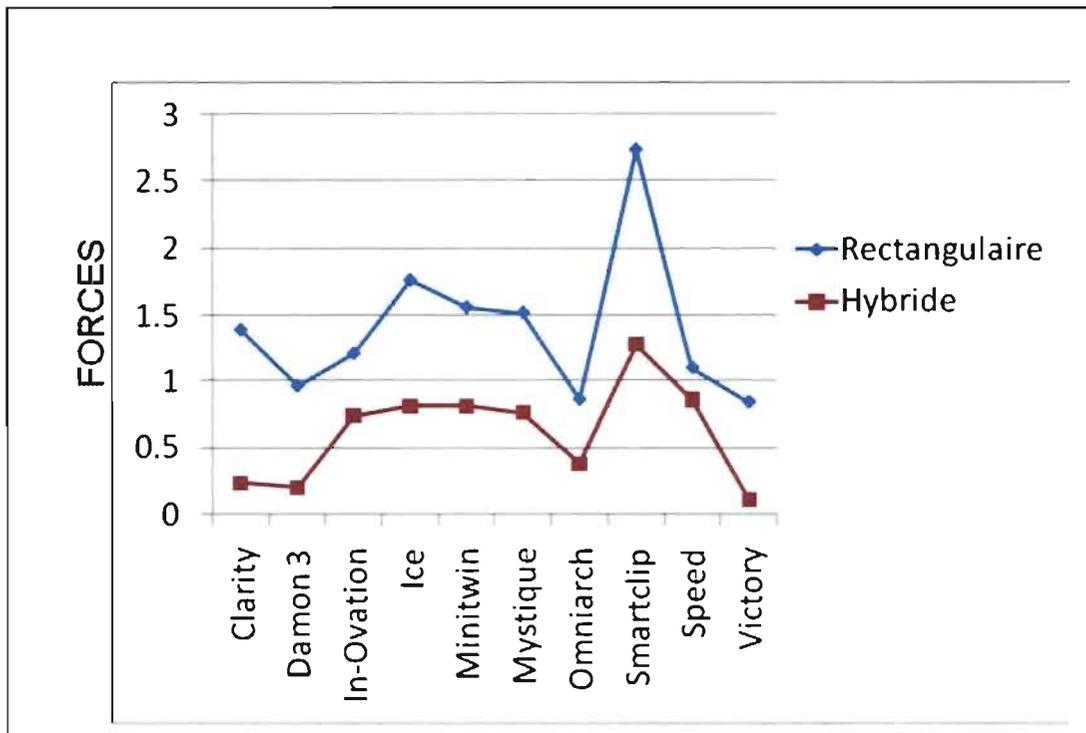


Figure 5.5 : Forces (en Newton) exprimées par les différentes marques de boîtiers avec le fil rectangulaire (bleu) et le fil *hybride* (rouge).

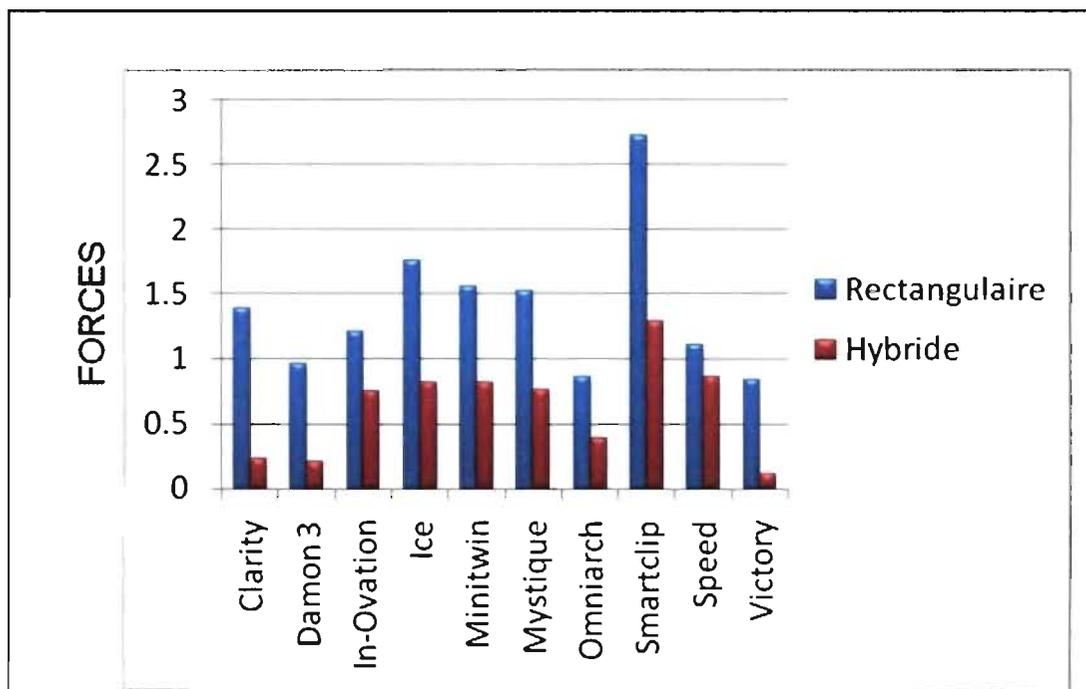


Figure 5.6 : Forces (en Newton) exprimées par les différentes marques de boîtiers avec le fil rectangulaire (bleu) et le fil *hybride* (rouge).

## 5.2 Variation entre les types de boîtiers

Les figures 5.7 et 5.8 illustrent les forces (en Newton) exprimées par les différents échantillons pour chacun des types de boîtiers avec un fil rectangulaire 0,021" x 0,025" et un fil *hybride* 0,021" x 0,025" respectivement. Les moyennes de force obtenues sont représentées par les figures 5.9 et 5.10. L'analyse de variance (ANOVA) à une variable indépendante a été utilisée afin d'évaluer s'il existe une différence statistiquement significative dans le comportement des différents types de boîtiers à l'étude, c'est-à-dire entre les boîtiers autoligaturants, esthétiques et conventionnels (twins), et ce pour les deux configurations de fil utilisés dans cette étude : rectangulaire 0,021" x 0,025" SS et *hybride* 0,021" x 0,025" SS.

Par la suite, à l'aide de la méthode post hoc Tukey HSD, des sous-groupes homogènes ont pu être établis. Un sous-groupe homogène associe des échantillons pris deux à deux et dont le  $p < 0,05$ . C'est-à-dire, il n'y a pas de différence statistiquement significative entre les valeurs d'une même colonne, donc à l'intérieur d'un même sous-groupe.

Les tableaux XIV et XV représentent les valeurs ainsi que les sous-groupes obtenus avec l'utilisation d'un fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS et un fil *hybride* 0,021" x 0,025" SS respectivement.

Notons que ces résultats ont été représentés et analysés de la façon décrite ci-haut dans le but de standardiser la description des résultats. Nous verrons dans la section discussion les raisons pour lesquelles le lecteur devra être extrêmement vigilant lors de l'interprétation des résultats obtenus quant aux variations entre le type de boîtiers.

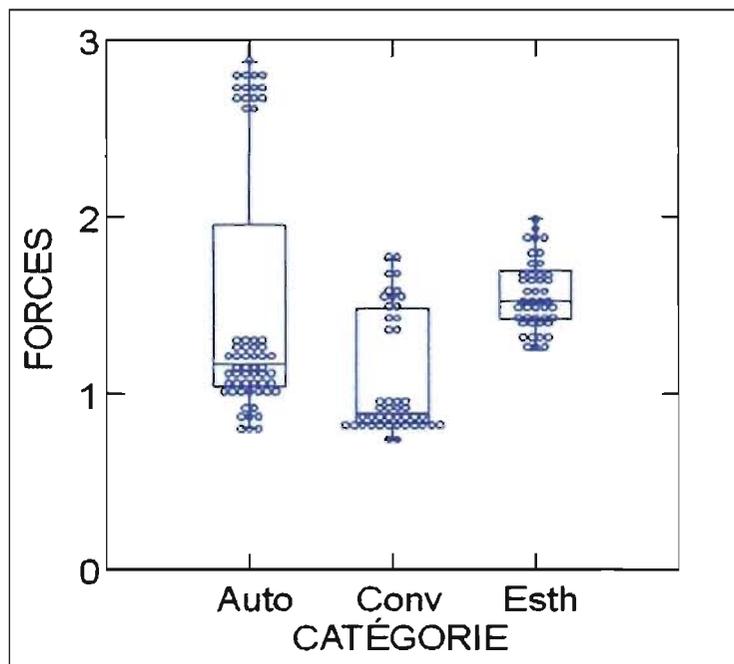


Figure 5.7 : Forces (en Newton) exprimées par les différents échantillons pour chacun des types de boîtiers avec un fil rectangulaire 0,021" x 0,025".

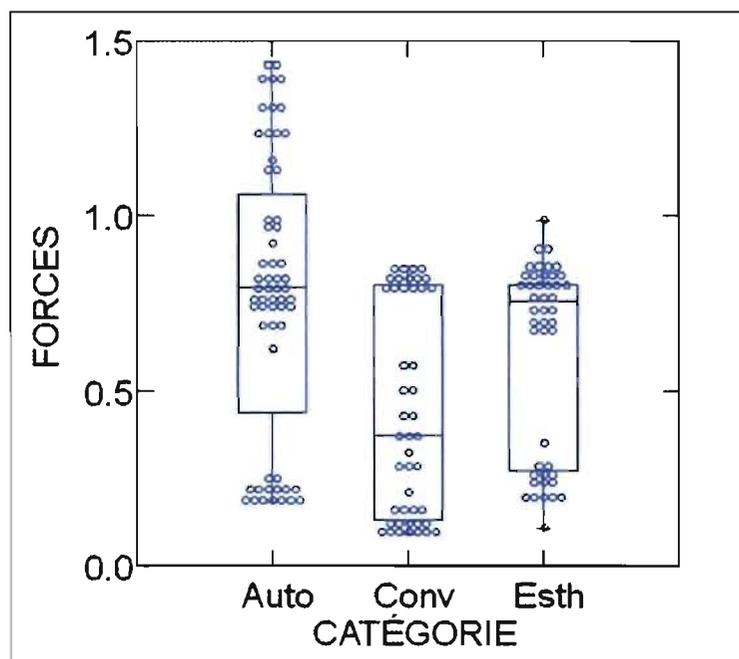


Figure 5.8 : Forces (en Newton) exprimées par les différents échantillons pour chacun des types de boîtiers avec un fil hybride 0,021" x 0,025".

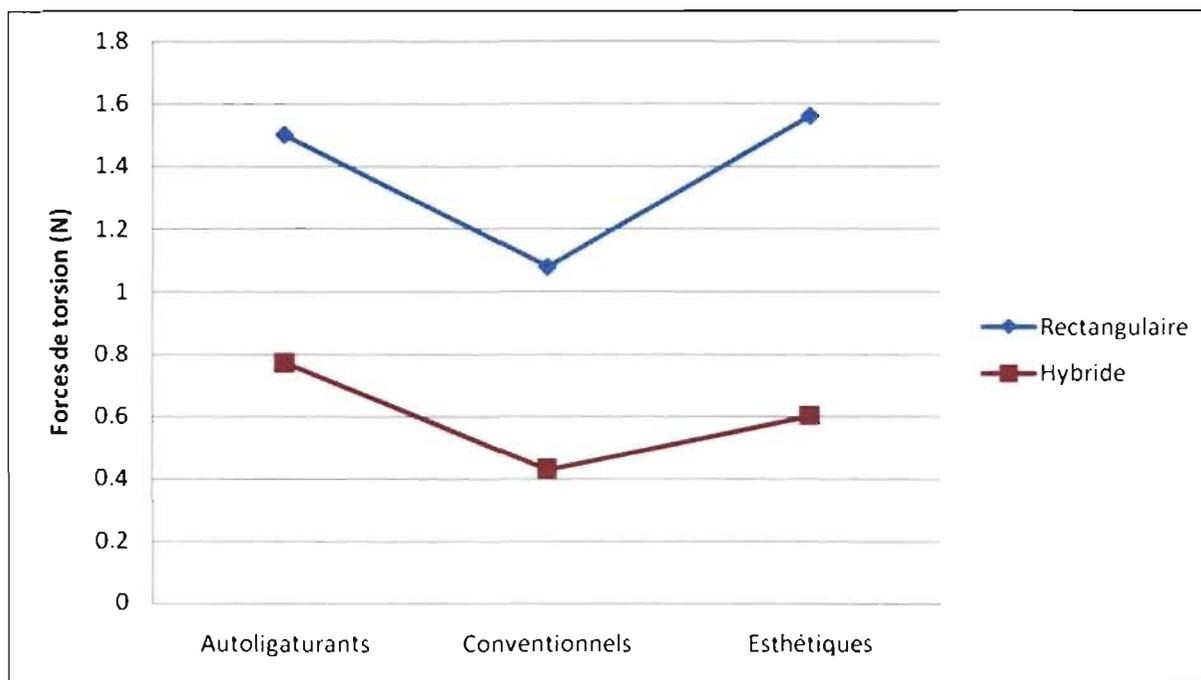


Figure 5.9 : Forces moyennes (en Newton) exprimées pour chaque type de boîtier lors des mouvements de torsion avec le fil rectangulaire (bleu) et le fil *hybride* (rouge).

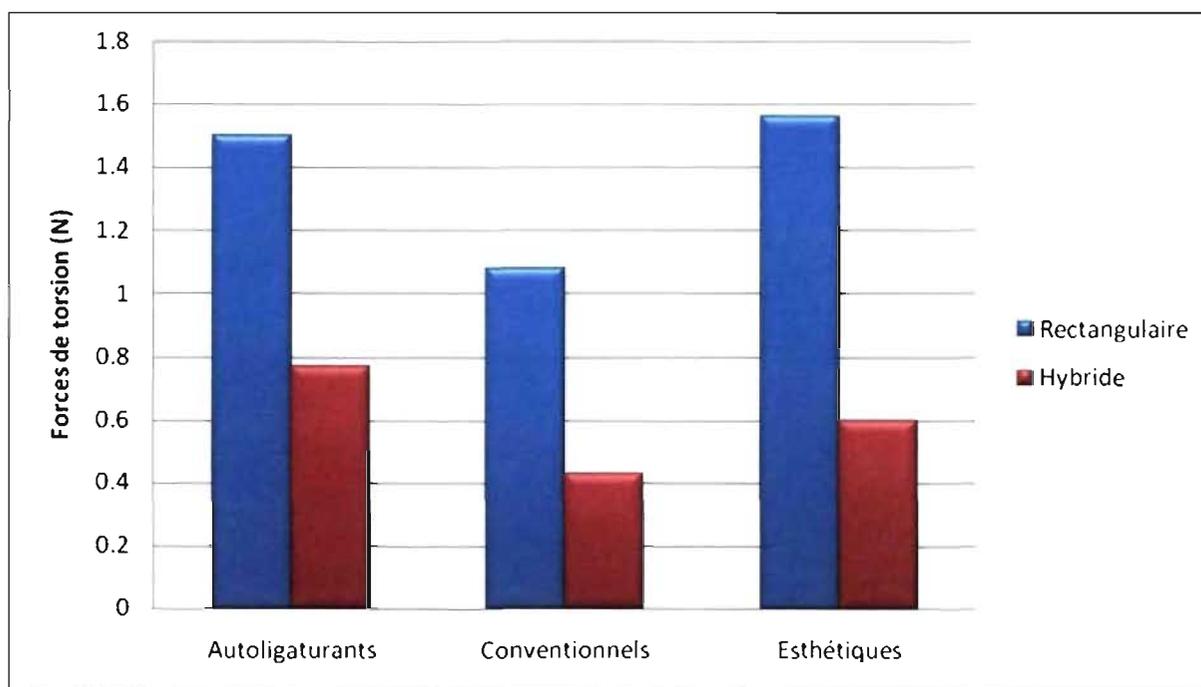


Figure 5.10 : Forces moyennes (en Newton) exprimées pour chaque type de boîtier lors des mouvements de torsion avec le fil rectangulaire (bleu) et le fil *hybride* (rouge).

<b>Fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS</b>			
Boîtiers	N	Sous-groupes	
		1	2
Conventionnels	45	1,09	
Autoligaturants	60		1,50
Esthétiques	45		1,56

Tableau XIV : Valeur des forces moyennes en Newton et sous-groupes homogènes selon le type de boîtier, lorsqu'utilisé avec un fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS.

<b>Fil hybride 0,021" x 0,025" SS</b>				
Boîtiers	N	Sous-groupes		
		1	2	3
Conventionnels	45	0,43		
Esthétiques	45		0,60	
Autoligaturants	60			0,77

Tableau XV : Valeur des forces moyennes en Newton et sous-groupes homogènes selon le type de boîtier, lorsqu'utilisé avec un fil hybride 0,021" x 0,025" SS.

### 5.3 Variation entre les modèles d'un même type de boîtier

Ces résultats démontrent si une relation existe entre les différentes marques de boîtiers selon leur catégories. Par exemple, existe-t-il une relation entre les boîtiers esthétiques ( Mystique, Ice et Clarity) quant à leur comportement avec le fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS et hybride 0,021" x 0,025"SS.

#### 5.3.1 Boîtiers autoligaturants

Pour le type de boîtier autoligaturants, l'analyse de variance (ANOVA) à une variable indépendante démontre une différence dans la force de torsion exprimée entre les boîtiers Smartclip, Speed, In-Ovation et Damon 3, et ce pour les deux configurations de fil utilisés dans cette étude : rectangulaire 0,021" x 0,025" SS et hybride 0,021" x 0,025"SS.

Par la suite, à l'aide de la méthode post hoc Tukey HSD, des sous-groupes homogènes ont pu être établis. Un sous-groupe homogène associe des échantillons pris deux à deux et dont le  $p < 0,05$ . C'est-à-dire, il n'y pas de différence statistiquement significative entre les valeurs d'une même colonne, donc à l'intérieur d'un même sous-groupe. Cette organisation permet de mieux visualiser le comportement des différents échantillons avec l'un ou l'autre des fils.

Les tableaux XVI et XVII représentent les valeurs ainsi que les sous-groupes obtenus avec l'utilisation d'un fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS et un fil *hybride* 0,021" x 0,025" SS respectivement.

<b>Fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS</b>					
Boîtiers	N	Sous-groupes			
		1	2	3	4
Damon 3	15	0,9658			
Speed	15		1,1044		
In-Ovation	15			1,2178	
Smartclip	15				2,7397

Tableau XVI: Valeur des forces moyennes en Newton et sous-groupes homogènes des boîtiers auto-ligaturants lorsqu'utilisés avec un fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS.

<b>Fil hybride 0,021" x 0,025" SS</b>					
Boîtiers	N	Sous-groupes			
		1	2	3	4
Damon 3	15	0,2074			
In-Ovation	15		0,7431		
Speed	15			0,8628	
Smartclip	15				1,2878

Tableau XVII: Valeur des forces moyennes en Newton et sous-groupes homogènes des boîtiers auto-ligaturants lorsqu'utilisés avec un fil *hybride* 0,021" x 0,025" SS.

### 5.3.2 Boîtiers esthétiques

Pour le type de boîtiers esthétiques, l'analyse de variance (ANOVA) à une variable indépendante démontre une différence dans la force de torsion exprimée entre les boîtiers Clarity, Mystique et Ice, et ce pour les deux configurations de fil utilisés dans cette étude : rectangulaire 0,021" x 0,025" SS et *hybride* 0,021" x 0,025"SS.

Par la suite, à l'aide de la méthode post hoc Tukey HSD, des sous-groupes homogènes ont pu être établis. Un sous-groupe homogène associe des échantillons pris deux à deux et dont le  $p < 0,05$ . C'est-à-dire, il n'y pas de différence statistiquement significative entre les valeurs d'une même colonne, donc à l'intérieur d'un même sous-groupe. Cette organisation permet de mieux visualiser le comportement des différents échantillons avec l'un ou l'autre des fils.

Les tableaux XVIII et XIX : représentent les valeurs ainsi que les sous-groupes obtenus avec l'utilisation d'un fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS et un fil *hybride* 0,021" x 0,025" SS respectivement.

<b>Fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS</b>				
Boîtiers	N	Sous-groupes		
		1	2	3
Clarity	15	1,3950		
Mystique	15		1,5270	
Ice	15			1,7606

Tableau XVIII : Valeur des forces moyennes en Newton et sous-groupes homogènes des boîtiers esthétiques lorsqu'utilisés avec un fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS.

<b>Fil hybride 0,021" x 0,025" SS</b>			
Boîtiers	N	Sous-groupes	
		1	2
Clarity	15	0,2331	
Mystique	15		0,7649
Ice	15		0,8155

Tableau XIX : Valeur des forces moyennes en Newton et sous-groupes homogènes des boîtiers esthétiques lorsqu'utilisés avec un fil *hybride* 0,021" x 0,025" SS.

### 5.3.3 Boîtiers conventionnels (Twins)

Pour le type de boîtiers conventionnels (Twins), l'analyse de variance (ANOVA) à une variable indépendante démontre une différence dans la force de torsion exprimée entre les boîtiers Victory, Omniarch et Minitwin, et ce pour les deux configurations de fil utilisés dans cette étude : rectangulaire 0,021" x 0,025" SS et *hybride* 0,021" x 0,025" SS.

Par la suite, à l'aide de la méthode post hoc Tukey HSD, des sous-groupes homogènes ont pu être établis. Un sous-groupe homogène associe des échantillons pris deux à deux et dont le  $p < 0,05$ . C'est-à-dire, il n'y a pas de différence statistiquement significative entre les valeurs d'une même colonne, donc à l'intérieur d'un même sous-groupe. Cette organisation permet de mieux visualiser le comportement des différents échantillons avec l'un ou l'autre des fils.

Les tableaux XX et XXI représentent les valeurs ainsi que les sous-groupes obtenus avec l'utilisation d'un fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS et un fil *hybride* 0,021" x 0,025" SS respectivement.

<b>Fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS</b>			
Boîtiers	N	Sous-groupes	
		1	2
Victory	15	0,8481	
Omniarch	15	0,8632	
Minitwin	15		1,5620

Tableau XX : Valeur des forces moyennes en Newton et sous-groupes homogènes des boîtiers conventionnels (Twins) lorsqu'utilisés avec un fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS.

<b>Fil hybride 0,021" x 0,025" SS</b>				
Boîtiers	N	Sous-groupes		
		1	2	3
Victory	15	0,1135		
Omniarch	15		0,3806	
Minitwin	15			0,8159

Tableau XXI : Valeur des forces moyennes en Newton et sous-groupes homogènes des boîtiers conventionnels (Twins) lorsqu'utilisés avec un fil *hybride* 0,021" x 0,025" SS.

#### 5.4 Variation entre les dix modèles de boîtiers à l'étude

Tout comme la démarche précédente, l'analyse de variance (ANOVA) à une variable indépendante nous permet d'évaluer la force exprimée lors des mouvements de torsion selon le modèle de boîtier, et ce pour les deux configurations de fil utilisés dans cette étude : rectangulaire 0,021" x 0,025" SS et *hybride* 0,021" x 0,025"SS.

Par la suite, à l'aide de la méthode post hoc Tukey HSD, des sous-groupes homogènes ont pu être établis. Un sous-groupe homogène associe des échantillons pris deux à deux et dont le  $p < 0,05$ . C'est-à-dire, il n'y a pas de différence statistiquement significative entre les valeurs d'une même colonne, donc à l'intérieur d'un même sous-groupe. Cette organisation permet de mieux visualiser le comportement des différents échantillons avec l'un ou l'autre des fils.

Les tableaux XXII et XXIII représentent les valeurs ainsi que les sous-groupes obtenus avec l'utilisation d'un fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS et un fil *hybride* 0,021" x 0,025" SS respectivement.

<b>Fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS</b>									
Boîtiers	N	Sous-groupes							
		1	2	3	4	5	6	7	8
Victory	15	0,8481							
Omniarch	15	0,8632	0,8632						
Damon 3	15		0,9658						
Speed	15			1,1044					
InOvation	15				1,2178				
Clarity	15					1,3950			
Mystique	15						1,5270		
Minitwin	15						1,5620		
Ice	15							1,7606	
Smartclip	15								2,7397
<b>Sig.</b>		<b>1,000</b>	<b>0,088</b>	<b>1,000</b>	<b>1,000</b>	<b>1,000</b>	<b>0,099</b>	<b>1,000</b>	<b>1,000</b>

Tableau XXII : Valeur des forces moyennes en Newton et sous-groupes homogènes des boîtiers lorsqu'utilisés avec un fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS.

<b>Fil hybride 0,021" x 0,025" SS</b>							
Boîtiers	N	Sous-groupes					
		1	2	3	4	5	6
Victory	15	0,1135					
Damon 3	15		0,2074				
Clarity	15		0,2331				
Omnarch	15			0,3806			
In Ovation	15				0,7431		
Mystique	15				0,7649		
Ice	15				0,8155	0,8155	
Minitwin	15				0,8159	0,8159	
Speed	15					0,8628	
Smartclip	15						1,2878
<b>Sig.</b>		<b>1,000</b>	<b>0,993</b>	<b>1,000</b>	<b>0,146</b>	<b>0,722</b>	<b>1,000</b>

Tableau XXIII : Valeur des forces moyennes en Newton et sous-groupes homogènes des boîtiers lorsqu'utilisés avec un fil *hybride* 0,021" x 0,025" SS.

### 5.5 Variation entre les deux configurations de fil pour le même boîtier

L'effet de la configuration du fil pour chaque boîtier a été évalué afin de déterminer si une différence statistiquement significative existe dans l'expression des forces de torsion lors des mouvements de troisième ordre entre un fil rectangulaire et un fil *hybride* de dimension semblable. Le test de comparaison « t » de Student pour deux groupes a été utilisé. La valeur « p » retenue comme seuil significatif est de 0,05. le tableau XXIV démontre que pour chaque boîtier à l'étude, il existe une différence statistiquement significative entre les deux configurations de fil. La figure 5.9 démontre de façon qualitative la variation dans le ratio de l'expression de la force lors des mouvements de torsion entre les deux configurations de fil. Par exemple, pour un boîtier Speed, la force exprimée est diminuée de 1,27 fois lorsqu'on passe d'un fil rectangulaire à un fil *hybride*, tandis que pour un boîtier Victory la force de torsion est diminuée de 7,63 fois lorsqu'on passe d'un fil rectangulaire à un fil *hybride*.

Boîtiers	Force moyenne (N)		Valeur « p »	Rectangulaire/Hybride
	Rectangulaire	Hybride		
Speed	1,10	0,86	< 0,001	1,27
In-Ovation	1,21	0,74	< 0,001	1,63
Omniarch	0,86	0,38	< 0,001	2,26
Victory	0,84	0,11	< 0,001	7,63
Minitwin	1,56	0,81	< 0,001	1,92
Damon 3	0,96	0,20	< 0,001	4,80
Mystique	1,52	0,76	< 0,001	2,00
Ice	1,76	0,81	< 0,001	2,17
Clarity	1,39	0,23	< 0,001	6,04
Smartclip	2,73	1,28	< 0,001	2,13

Tableau XXIV : Valeurs « p » obtenues par le test de comparaison « t » de Student entre le fil rectangulaire et le fil *hybride* pour chaque modèle de boîtier. Le ratio des forces y est aussi représenté.

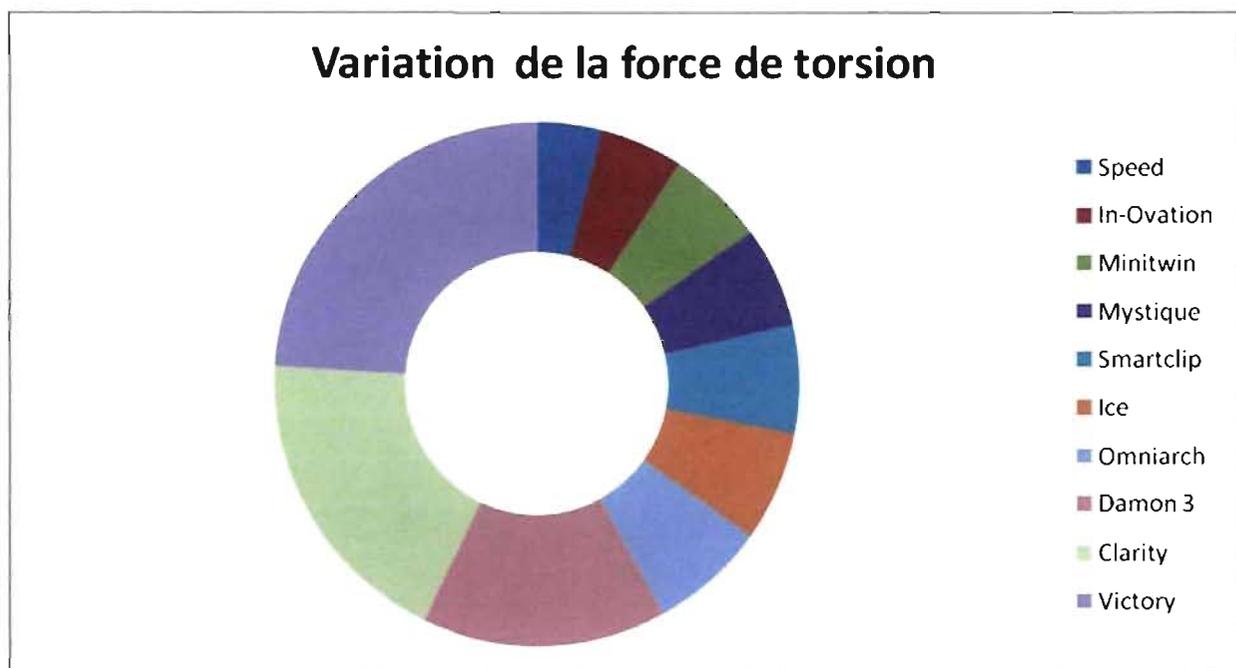


Figure 5.11 : Variation de la force de torsion entre le fil rectangulaire et le fil *hybride* pour le même boîtier.

## **CHAPITRE 6**

### **DISCUSSION DES RÉSULTATS**

## 6. DISCUSSION DES RÉSULTATS

---

### 6.1 Force délivrée lors de l'expression des mouvements de troisième ordre

L'échantillonnage a permis de faire ressortir des différences statistiquement significatives basées sur un seuil de la valeur « p » < 0,001. Les figures 5.1 et 5.2 démontrent la reproductibilité des résultats et le degré de précision de la méthodologie utilisée. Effectivement, la faible dispersion des mesures obtenues ainsi que les écarts-types relativement bas montrent la rigueur de la méthode expérimentale. De ces mesures, le coefficient de variation a pu être calculé et exprimé en pourcentage dans les tableaux XI et XII; plus la valeur de ce coefficient est faible, plus grande est la précision de la valeur de la moyenne obtenue.

### 6.2 Variation entre les types de boîtiers

Les figures 5.7 et 5.8 illustrent le comportement des échantillons testés lorsque ces derniers sont classés selon leur catégorie et selon le fil utilisé. Étant donné la grande dispersion des valeurs au sein d'une même catégorie de boîtiers, la moyenne calculée peut s'avérer non représentative du comportement des boîtiers lorsque ceux-ci sont regroupés selon leur catégorie, c'est-à-dire conventionnels, autoligaturants ou esthétiques (figures 5.9 et 5.10). Des valeurs extrêmes peuvent affecter la moyenne de façon considérable. Par exemple, parmi les boîtiers autoligaturants testés avec un fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS, le boîtier Smartclip® engendre une force de 2,73 Newton tandis que le boîtier Damon 3® engendre une force de 0,96N. Le même raisonnement s'applique quant aux sous-groupes homogènes établis (tableaux XIV et XV). En gardant cette idée en tête, voyons ce que ces résultats révèlent.

Pour le fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS, une différence statistiquement significative existe entre les différents types de boîtiers. Les boîtiers esthétiques offrent la plus grande force de torsion, suivis par les boîtiers autoligaturants tandis que les boîtiers twins conventionnels offrent la plus faible force durant les mouvements de troisième ordre.

En ce qui concerne le comportement des boîtiers avec le fil *hybride* 0,021" x 0,025" SS, les boîtiers autoligaturants engendrent la force de torsion la plus élevée. Ces derniers sont suivis par les boîtiers esthétiques, tandis que les boîtiers twins conventionnels délivrent la force de torsion la plus faible durant les mouvements de troisième ordre.

Mis à part les résultats obtenus, voyons de quelle façon pourrait s'expliquer une divergence du comportement des boîtiers selon leur catégorie. Deux des trois modèles de boîtiers autoligaturants utilisés dans l'étude ont un système actif, c'est-à-dire la portière crée une pression continue sur le fil et donc augmente le contrôle dans les mouvements de torsion. Ceci pourrait expliquer leur capacité supérieure à engendrer des mouvements de troisième ordre que ce soit avec le fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS ou le fil *hybride* 0,021" x 0,025". Les boîtiers esthétiques utilisés dans l'étude sont composés d'oxyde d'alumine, ce qui leur confère une rigidité accrue et une plus grande résistance à la déformation et à l'élargissement de leur lumière (Gioka, Eliades, 2004). Ce phénomène permet à ces derniers d'offrir des forces de torsion supérieures aux boîtiers twins conventionnels en acier inoxydable qui sont plus susceptibles à la déformation et donc ont une capacité moindre à contrôler les mouvements de troisième ordre.

Due à la grande variabilité des moyennes obtenues au sein d'une même catégorie de boîtiers, l'interprétation de ces résultats ne permet pas de tirer des conclusions valables. Pour cette raison, une interprétation des résultats au sein de chacun des types de boîtiers s'impose.

### **6.3 Variation entre les modèles d'un même type de boîtiers**

#### **6.3.1 Les boîtiers autoligaturants**

Lorsqu'utilisés avec un fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS, les boîtiers autoligaturants forment quatre sous-groupes et donc se comportent chacun de façon distincte (tableau XVI). Le boîtier Smartclip® délivre la plus grande force lors des mouvements de torsion. Ceci s'explique par le fait que nous devons nous contenter d'une prescription de 17° de torque afin de pouvoir inclure ce boîtier dans l'étude, étant donné que le manufacturier n'offrait pas une prescription de 12° de

torque au moment de l'élaboration de ce projet. Le boîtier In-Ovation® vient en deuxième place, ce qui s'explique par son système de portière active qui engendre continuellement une pression sur le fil. Le boîtier Speed®, étant lui aussi un boîtier autoligaturant actif suit de proche le boîtier précédant sans toutefois offrir un niveau de force semblable. Ceci pourrait s'expliquer en partie ou en totalité par deux phénomènes. Premièrement, la portière du boîtier In-Ovation® est composée d'un alliage chrome-cobalt (Elgiloy) la rendant plus rigide que la portière en nickel-titane du boîtier Speed® utilisé dans l'étude. Ceci permettrait d'appliquer une pression plus élevée sur le fil contre les murs de la lumière du boîtier. Deuxièmement, l'influence de la largeur du boîtier, In-Ovation® étant plus large que le Speed®. Selon Kusy 2004, l'expression des mouvements de troisième ordre est étroitement liée au mouvement de deuxième ordre. Par conséquent, plus le boîtier est large, plus l'angle critique de contact  $\theta_c$  est petit et par le fait même l'angle de torque  $\phi$  (l'angle de déviation) est diminué (figure 6.1). Notons que plusieurs efforts ont été mis, chez Strite Industries, fabricant du boîtier Speed®, afin d'améliorer le contrôle des mouvements de troisième ordre en augmentant le mur gingival de la lumière du boîtier. Pour ce qui est du boîtier Damon 3, étant un système passif, il n'est pas surprenant qu'il offre la force de torsion la plus faible parmi ce groupe de boîtiers.

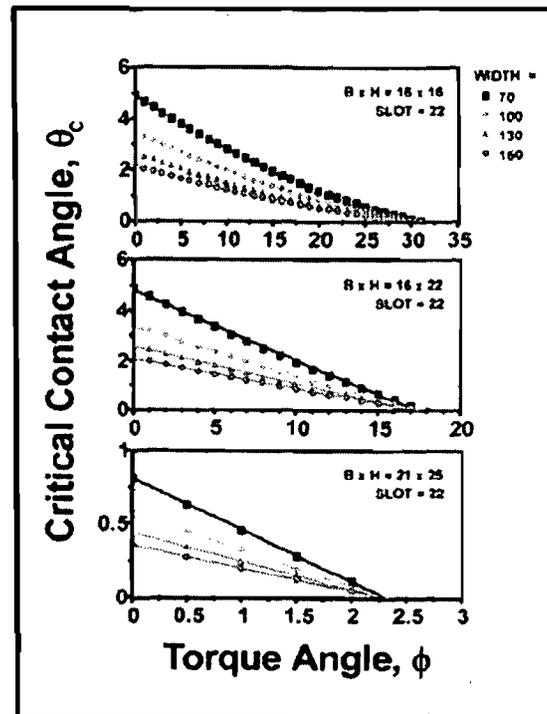


Figure 6.1 : Angle critique de contact  $\theta_c$  et angle de torque  $\phi$  en fonction de la largeur du boîtier (Tiré de Kusy 2004).

Avec le fil *hybride* 0,021" x 0,025" SS, le comportement des quatre modèles de boîtiers se répartit aussi en quatre sous-groupes différents (tableau XVII). Le boîtier Smartclip® demeure en tête de liste en ce qui concerne l'amplitude de la force de torsion engendrée. Notons qu'avec le fil *hybride*, le boîtier Speed® engendre une force de torsion supérieure au boîtier In-Ovation®, tandis que le boîtier Damon 3® est celui qui offre la force de torsion la plus faible.

Le fait que le boîtier Smartclip® soit celui qui délivre la force de torsion la plus élevée est prévisible étant donné qu'il est le seul à posséder une prescription de 17° de torque. Un résultat inattendu serait la capacité du boîtier Speed® à engendrer une force de torsion supérieure à celle du boîtier In-Ovation® lorsque jumelé à un fil *hybride* 0,021" x 0,025" SS. L'hypothèse la plus plausible réside dans la conception même de la portière de chacun des boîtiers autoligaturants. Le boîtier speed® étant un système autoligaturant actif, sa portière crée une pression continue sur le fil, peu importe la dimension du fil inséré dans la lumière, qu'il soit de petit ou de gros calibre. Le boîtier In-Ovation® est, quant à lui, un système autoligaturant actif mais avec la capacité de passer en mode passif lorsque le calibre du fil n'empiète pas sur la position passive

de la portière. Le fil *hybride*, dû à ses coins arrondis, serait donc positionné dans la lumière du boîtier In-Ovation® sans activer la portière, ce qui, en conséquence, augmenterait l'angle de déviation et diminuerait la force de torsion engendrée par le fil. Le boîtier Damon 3®, étant un système autoligaturant passif en totalité, est celui qui offre le moins de contrôle avec le fil *hybride*.

### 6.3.2 Les boîtiers esthétiques

Avec le fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS, les trois modèles de boîtiers esthétiques forment trois sous-groupes différents (tableau XVIII). En ordre croissant de force de torsion engendrée, on retrouve : Clarity®, Mystique® et Ice®.

Le boîtier clarity est le seul du groupe à posséder un "insert" métallique dans sa lumière. Bien que ce dernier soit fusionné au boîtier, non pas seulement encastré sous pression, il semble diminuer les performances du boîtier dans les mouvements de troisième ordre. Serait-il une conséquence directe de la déformation de cet "insert" lorsqu'une force est appliquée ou tout simplement une marge d'erreur dans la dimension de la lumière? Le boîtier mystique® se trouve au deuxième rang tandis que le boîtier Ice® est celui qui offre la plus grande force lors des mouvements de torsion. Rappelons que les boîtiers Clarity® et Mystique® sont composés d'un polycristal d'oxyde d'alumine tandis que le boîtier Ice® est fabriqué à partir d'un monocristal d'oxyde d'alumine. En théorie, cette dernière composition devrait offrir une plus grande résistance à la fracture. Ceci est vrai jusqu'au point où la surface est égratignée; à ce moment, des microfissures se propagent et la résistance à la fracture atteint un seuil inférieur à celle des matériaux polycristallins (Proffit, 2007). Mis à part leurs différentes composition cristalline, la conception de la lumière pourrait-elle aussi influencer leur capacité à délivrer des forces de torsion? Selon Kapur-Wadhwa (2006), la configuration arrondie des murs internes de la lumière d'un boîtier en céramique a pour effet de diffuser les zones de stress mais aussi de diminuer la surface de contact entre le fil et le boîtier et, par conséquent, le contrôle des mouvements de troisième ordre.

Avec le fil *hybride* 0,021" x 0,025" SS, les trois modèles de boîtiers forment deux sous-groupes homogènes (tableau XIX). Le boîtier Clarity® offre la force de torsion la plus faible. Les boîtiers Mystique® et Ice® se comportent de façon semblable. "L'insert" métallique pourrait expliquer le comportement distinct du boîtier Clarity®. Par contre, un phénomène intéressant se produit quant à la similarité du comportement des boîtiers Mystique® et Ice®.

### 6.3.3 Les boîtiers twins conventionnels

Avec le fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS, les trois modèles de boîtiers forment deux sous-groupes différents (tableau XX). En ordre croissant de force engendrée, on retrouve les boîtiers Victory® et Omniarch®, qui se comportent de façon semblable, qui sont suivis par le boîtier Minitwin®. Dans ce cas, ni la composition du matériau, (étant tous fabriqués en acier inoxydable), ni le moyen de ligature (ayant tous été ligaturés à l'aide d'élastomériques) ne devraient contribuer aux différents comportements de ces trois boîtiers. De plus, les trois boîtiers possèdent la même prescription de torque de 12°. L'explication la plus plausible serait la variation de la dimension de la lumière d'un manufacturier à l'autre (Meling, Odegaard 1997). De plus, la largeur du boîtier pourrait aussi être un facteur considérable dans l'analyse de ces données? Une différence dans la largeur des boîtiers, quoi que minime, pourrait être à l'origine d'une différence dans le degré de déformation du boîtier car, comme nous le savons, plus le boîtier est large, plus la force du fil est dissipée sur une grande surface et donc la force ressentie se trouve diminuée (Kapur-Wadhwa, 2006).

Un effet intéressant se produit lorsque le fil *hybride* 0,021" x 0,025" SS est utilisé avec les boîtiers twins conventionnels. Les trois modèles de boîtiers forment trois sous-groupes différents. En ordre croissant de performance dans les forces enregistrées lors des mouvements de troisième ordre, on retrouve : Victory®, Omniarch® et Minitwin® (tableau XXI). Nous constatons que les boîtiers Victory® et Omniarch® se dissocient pour former deux groupes distincts et que le boîtier Minitwin® demeure celui qui offre la plus grande force de torsion. La dissociation des boîtiers Victory® et Omniarch® pourrait s'expliquer par la différence dans la configuration des murs internes de la lumière du boîtier. Le boîtier Victory® posséderait des

murs internes aux coins arrondis qui, combinés à un fil hybride dont les coins sont aussi arrondis, diminueraient les capacités du boîtier à délivrer les forces de torsion. Ces hypothèses surpassent les objectifs de cette étude et d'autres projets de recherche seraient nécessaires afin d'évaluer ces suppositions.

#### 6.4 Variations entre les dix modèles de boîtiers à l'étude

Tel qu'illustré par les tableaux XXII et XXIII, la composition des groupes homogènes est entièrement indépendante du type de boîtier, c'est-à-dire qu'ils soient autoligaturants, twins conventionnels ou esthétiques. Un fait intéressant est que lorsque nous passons d'un fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS à un fil *hybride* 0,021" x 0,025" SS, le nombre de sous-groupes homogènes passe de huit à six (tableau XXIII). Ce qui veut dire que le comportement des boîtiers se ressemble d'avantage avec un fil *hybride*. Il faut comprendre que l'appartenance d'un modèle de boîtier à un sous-groupe n'est pas exclusive; un boîtier peut faire partie de deux sous-groupes. Les valeurs du seuil  $p > 0,05$  sont aussi représentées dans les tableaux XXII et XXIII. Ceci illustre bien la similarité dans le comportement des boîtiers.

Le tableau XXII dresse la liste des sous-groupes homogènes en ordre croissant de force de torsion délivrée lors des mouvements de troisième ordre avec le fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS. Nous retrouvons Victory® et Omniarch® comme étant les moins performants tandis qu'à l'autre extrémité, le boîtier Smartclip® est le plus performant. Rappelons que la performance de ce dernier se trouve augmentée due à la prescription de torque de 17° au lieu de 12°. Entre ces deux extrémités, les boîtiers se répartissent en six sous-groupes différents. Par ordre croissant de performance, nous retrouvons les boîtiers Omniarch® et Damon 3® dans la même catégorie. Ces deux derniers sont suivis par le boîtier Speed®, In-Ovation® et Clarity®. Ensuite, les boîtiers Mystique® et Minitwin® se comportent de façon semblable. Le boîtier Ice vient, quant à lui, tout juste avant le boîtier Smartclip®.

Le tableau XXIII illustre les six sous-groupes homogènes de boîtiers lorsqu'utilisés avec un fil *hybride* 0,021" x 0,025" SS. Le boîtier Victory® est celui qui offre la force de torsion la plus

faible tandis que le boîtier Smartclip® est celui qui offre la force de torsion la plus élevée lors des mouvements de troisième ordre. Entre ces deux extrémités, nous pouvons classer les boîtiers en ordre croissant de force engendrée : les boîtiers Damon 3® et Clarity® se comportent de façon similaire et sont suivis par le boîtier Omniarch®. Les boîtiers In-Ovation®, Mystique®, Ice® et Minitwin font partie du groupe suivant. Le groupe des boîtiers Ice®, Minitwin® et Speed® vient, quant à lui, tout juste avant le boîtier Smartclip®.

### 6.5 Variation entre les deux configurations de fil pour le même boîtier

Le test de comparaison « t » de Student pour deux groupes a été utilisé et démontre clairement qu'il y a une différence statistiquement significative ( $p < 0,001$ ) dans les forces délivrées lors des mouvements de troisième ordre entre les deux configurations de fils pour chacun des boîtiers à l'étude. De façon générale, nous constatons que la force de torsion a tendance à diminuer lorsque nous passons d'un fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS à un fil *hybride* 0,021" x 0,025" SS, et ce, pour tous les boîtiers. Une explication plausible serait que malgré les dimensions respectées par le manufacturier pour le fil hybride, ses coins arrondis lui enlève une certaine rigidité, ce qui a pour effet d'augmenter l'angle de déviation et par le fait même de diminuer sa capacité à délivrer des forces de torsion comparable à un fil rectangulaire (Meling, Odegaard 1997). Ceci nous permet de dresser le ratio des forces engendrées pour un même boîtier selon la configuration de fil utilisée (tableau XXIV). Par exemple, pour un boîtier Victory®, la force moyenne de torsion délivrée passe de 0,84 Newton avec un fil de configuration rectangulaire à 0,11 Newton avec un fil de configuration hybride, soit une diminution d'un facteur de 7,63. Pour un boîtier Speed®, ce facteur n'est que de 1,27.

Nous constatons donc que certains boîtiers sont beaucoup plus sensibles à un changement dans la configuration du fil utilisé. La figure 5.9 classe de façon qualitative les boîtiers selon un ordre croissant du degré de variation de la force de torsion délivrée entre un fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS et un fil *hybride* 0,021" x 0,025" SS. Selon cette illustration, nous comprenons qu'un boîtier Speed® est peu sensible au changement de configuration tandis que un boîtier Victory® est très sensible au changement de configuration et donc la force de torsion se trouve grandement affectée.

## 6.5 Limitations de l'étude

Soulignons que la prescription du boîtier Smartclip® est une variable considérable dont il faut tenir compte lors de l'interprétation des résultats obtenus. Tel que discuté précédemment, la force de torsion engendrée par ce boîtier est de loin supérieure à celle des autres boîtiers utilisés dans l'étude. Ce phénomène s'explique principalement par la prescription de 17° de torque du boîtier Smartclip® comparativement à la prescription de 12° de torque utilisée pour tous les autres boîtiers. Nous pouvons émettre l'hypothèse que cette variable peut être éliminée si l'enregistrement de la force engendrée par l'appareil Instron se fait lorsque le rapporteur d'angle indique 5° au lieu de 0°. Ceci standardise donc la lecture du rapporteur d'angle à 5° pour tous les boîtiers. Or, cette modification dans la méthodologie suppose que la force engendrée agit de façon linéaire et non exponentielle. Même si cette différence de prescription nous oblige à traiter le boîtier Smartclip® de façon indépendante, il faut se rappeler que l'objectif principal de ce projet est d'évaluer le fil orthodontique hybride et son influence sur les mouvements de troisième ordre, et ce, de façon relative pour chaque modèle de boîtier à l'étude.

Malgré toute la rigueur et la précision dans l'élaboration de ce projet et dans la technique expérimentale, certains points nous empêchent d'extrapoler les données d'un modèle purement théorique à une simulation clinique. L'effet des forces masticatoires, l'influence de la salive et de la flore bactérienne sur le mécanisme de certains boîtiers, l'effet à long terme des forces de torsion sur les boîtiers ainsi que l'effet secondaire des forces sur les dents adjacentes représentent quelques uns des points qui distinguent une étude in-vivo d'une étude in-vitro.

## **CHAPITRE 7**

## **CONCLUSION**

## 7. CONCLUSION

---

À la lumière des résultats obtenus, on note un manque inhérent de précision et d'efficacité avec le système «Straight wire » en ce qui concerne les mouvements de troisième ordre, l'angle de déviation clinique étant toujours plus élevé que l'angle de déviation calculé théoriquement. Cet angle peut s'avérer avantageux dans certains cas mais peut aussi nuire au traitement.

Plusieurs points retiennent notre attention :

1. Parmi les boîtiers autoligaturants, avec un fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS, le boîtier In-Ovation® délivre la force la plus élevée tandis que le boîtier Damon 3® offre la force la plus faible. Avec le fil *hybride* 0,021" x 0,025" SS, c'est le boîtier Speed® qui offre la force la plus élevée tandis que la force la plus faible est engendrée par le boîtier Damon 3®.
2. Parmi les boîtiers esthétiques, avec un fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS, le boîtier Clarity® offre la force la plus faible tandis que le boîtier Ice® offre la force la plus élevée. Avec le fil *hybride* 0,021" x 0,025" SS, c'est le boîtier Clarity® qui délivre la force de torsion la plus faible du groupe et les boîtiers Mystique® et Ice® se comportent de façon semblable.
3. Parmi les boîtiers twins conventionnels, avec le fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS, on retrouve les boîtiers Victory® et Omniarch® se comportant de façon semblable et délivrant une force plus faible que le boîtier Minitwin®. Lorsque le fil *hybride* 0,021" x 0,025" SS est utilisé, le boîtier Victory® délivre la force la plus faible tandis que la force la plus élevée se trouve avec le boîtier Minitwin®. Le boîtier Omniarch® est en position intermédiaire.

4. Lorsque nous passons d'un fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS à un fil *hybride* 0,021" x 0,025" SS, le comportement des boîtiers se ressemble d'avantage. De plus, la composition des groupes homogènes est entièrement indépendante du type de boîtier, c'est-à-dire, qu'ils soient autoligaturants, twins conventionnels ou esthétiques.
5. Avec un fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS, les boîtiers Victory® et Omniarch® sont les moins performants tandis que le boîtier Ice® est le plus performant.
6. Avec un fil *hybride* 0,021" x 0,025" SS, le boîtier Victory® est celui qui offre la force de torsion la plus faible tandis que dans le groupe des boîtiers Ice®, Minitwin® et Speed® ceux-ci se comportent de façon semblable et délivrent la force la plus élevée.
7. De façon générale, nous constatons que la force de torsion a tendance à diminuer de façon significative lorsque nous passons d'un fil rectangulaire 0,021" x 0,025" SS à un fil *hybride* 0,021" x 0,025" SS, et ce, pour chacun des boîtiers à l'étude.
8. Certains boîtiers sont beaucoup plus sensibles à un changement dans la configuration du fil utilisé. Le boîtier Speed® est peu sensible au changement de configuration tandis que le boîtier Victory® est très sensible au changement de configuration.

Finalement, ce projet nous a permis de répondre à l'hypothèse de recherche suivante: les fils orthodontiques en acier inoxydable, de dimensions semblables mais de configurations différentes influencent de façon significative l'expression des forces de torsion : VRAI.

## **CHAPITRE 8**

### **BIBLIOGRAPHIE**

## 8. BIBLIOGRAPHIE

---

1. Alexander RG. The vari-simplex discipline discipline. Part I : Concept and appliance design. JCO 1983 ; 17 :380-392.
2. Andrews LF. The six keys to normal occlusion. AJODO 1972; 62: 296-309.
3. Balut N, Klapper L, Sandrik J, Bowman D. Variations in bracket placement in the preadjusted orthodontic appliance. AJODO 1992 ; 102 : 62-67.
4. Bennett JC, McLaughlin RP. Orthodontic management of the dentition with the preadjusted appliance. Isis Medical Media, Oxford, p.4.
5. Berger JL : The SPEED appliance : a 14-year update on this unique self-ligating orthodontic mechanism. AJODO 105 : 217-223, 1994.
6. Bishara SE. Textbook of Orthodontics. Saunders. Philadelphia, Pennsylvania 2001, 592p.
7. Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance and profilometry. Eur J Orthod 1998; 20 : 79-92.
8. Brantley WA, Eliades T. Orthodontic Materials : Scientific and Clinical Aspects. Thieme Medical Publishers, 2001.

9. Brudvik P, Pygh P. Transition and determinants of orthodontic root resorption repair sequence. *Eur J Orthod* 1995; 17 : 177-88.
10. Carlson SK, Johnson E. Bracket positioning and resets : Five steps to align crowns and roots consistently. *AJODO* 2001 ; 119 : 76-80.
11. Cash AC, Good SA, Curtis RV, McDonald F. An evaluation of slot size in orthodontic brackets – Are standards as expected ? *Angle Ortho* 2004; 74 :450-453.
12. Creekmore TD. On torque. *J Clin Orthod* 1979;13 :305-310.
13. Creekmore TD, Kunik RL. Straight wire : The next generation. *AJODO* 1993 ; 104 : 8-20.
14. Davidovitch Z, De Angelis V. Variation in torque expression in preadjusted appliances. *AJODO* 2005 ;126 : 20 A.
15. Davidovitch, Z. L'orthodontiste et la biologie du déplacement dentaire. Un entretien avec Zeev Davidovitch, traduit par Boris Terk. *Rev Orthop Dento Faciale* 1997; 31 : 159-168.
16. Dellinger El. A scientific assessment of the straight-wire appliance. *Am J Orthod* 1978;73 : 290-9.
17. Dorbin RJ, Kamal IL, Musich DR. Load deformation characteristics of polycarbonate orthodontic brackets. *AJO* 1975;67 :24-33.

18. El-Khatib H. Évaluation *in vitro* du coefficient de friction statique de fils orthodontiques en nickel-titane et en TMA après implantation ionique à l'azote. Mémoire de maîtrise, Montréal, Université de Montréal, 2001.
19. Fischer H, Orthuber W, Es-Souni M, Meyer S. Torque transmission between square wire and bracket as a function of measurement, form and hardness parameters. *Journal of Orofacial Orthopedics* 2000;61 :258-65.
20. Flores DA. The fracture strenght of ceramic brackets : a comparative study. Master's Thesis. Loma Linda, California : Loma Linda University, 1988.
21. Germane N, Bentley B, Isaacson RJ, Revere JH. The morphology of canines in relation to preadjusted appliances. *Angle Ortho* 1986 ; 60 : 49-54.
22. Ghosh J, Nanda R. Ceramic bracket design: An analysis using the finite element method. *AJODO* 1995; 108: 575-582.
23. Gianelly AA, Goldmann HM. Tooth movement. In *biological basis of orthodontics*. Philadelphia : Lea and Febiger ; 1971, p. 116-204.
24. Gianelly AA. *Bidimensional Technique Theory And Practice*. GAC International, Inc. 2000, 256p.
25. Gioka C, Eliades T. Materials-induced variation in torque expression of preadjusted appliances. *AJODO* 2004; 125 : 323-328.

26. Gmyrek H, Bourauel C. Torque capacity of metal and plastic brackets with reference to materials, application, technology and biomechanics. *J Orofac Orthop.* 2002 Mar;63(2):113-28.
27. Goldin B. Labial root torque: Effect on the maxilla and incisor root apex. *AJODO* 1989; 95: 208-219.
28. Graber TM, Vanarsdall RL. *Orthodontics : Current Principles and Techniques*, 2<sup>nd</sup> edition, Mosby, St-Louis, 1994.
29. Graber TM, Vanarsdall RL. *Orthodontics : Current Principles and Techniques*, 3<sup>rd</sup> edition, Mosby, St-Louis, 2000.
30. Graber TM, Vanarsdall RL, Vig KWL. *Orthodontics : Current Principles and Techniques*, 4<sup>th</sup> edition, Mosby, St-Louis, 2005.
31. Gratton F. Étude comparative de la résistance au glissement de différents boîtiers orthodontiques selon l'inclinaison de deuxième ordre. Mémoire de maîtrise, Montréal, Université de Montréal, 2004.
32. Hain M, Dhopatkar A, Rock P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. *AJODO* 2003; 123 :416-22.
33. Hanson H. Threshold force selection. In *Speed User's guide* 1997 : p 9-12.
34. Harzer W, Bourauel C. Torque capacity of metal and polycarbonate brackets with and without a metal slot. *Eur J Orthod.* 2004 Aug;26(4):435-41.

35. Hixon EH, Atikian H, Callow GE, McDonald HW, Tracy RJ. Optimal force, differential force and anchorage. *AJO* 1969; 55 : 437-57.
36. Hixon ME, Brantley WA, Pincsak JJ, Conover JP . Changes in bracket slot tolerance following recycling of direct-bond metallic orthodontic appliances. *AJO* 1982;81 : 447-454.
37. Holt MH, Nanda RS, Duncanson MG. Fracture resistance of ceramic brackets during arch wire in torsion. *AJODO* 1991;99 : 287-93.
38. Isaacson RJ, Lindauer SL, Rubenstein LK. Moments with the edgewise appliance : Incisor torque control. *AJODO* 1993;103 : 428-38.
39. Isawaki LR, Haack JE, Nickel JC, Morton J. Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. *AJODO* 2000; 117 : 175-83.
40. Kang B, Baek S, Mah J, Yang W. Three-dimensional relationship between the critical contact angle and the torque angle. *AJODO* 2003; 123 : 64-73.
41. Kapila S, Sachdeva R, Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *AJODO*1989;96 : 100-109.
42. Kapur R. Overview: physical and mechanical properties affecting torque control. *Journal of clinical orthodontics* 2006; 38: 335-340.
43. Kapur R, Sinha PK, Nanda SR. Comparison of load transmission and bracket deformation between titanium and stainless steel brackets. *AJODO* 1999;116 :275-8.

44. Kesling PC, Isaacson RJ, Lindauer SJ. Comments on incisor torque control. Letters to the Editor. AJODO 1993; 104: 19A-20A
45. Kiouritis DJ. A comparison of the slot dimensions and prescribed torque angles among four brands of ceramic brackets. Thèse, Columbus : The Ohio State University; 1992.
46. Kusy RP. Ongoing innovations in biomechanics and materials for the new millenium. Angle Orthod 2000; 70 : 366-376.
47. Kusy RP. Influence on binding of third-order torque to second-order angulation. AJODO 2004;125 :726-32.
48. Kusy RP. Influence of force systems on archwire-bracket combinations. AJODO 2005;127 : 333-42.
49. Lee WB. The force requirement for tooth movement part I: Tipping and bodily movement. Aust Orthod 1995;13 :238-248.
50. Lee WB. The force requirement for tooth movement part III : The pressure hypothesis tested. Aust Orthod 1996;14 :93-97.
51. Mavroskoufis F, Ritchie GM. Variation in size and form between left and right maxillary central incisor teeth. Journal of Prosthetic Dentistry 1980 ; 43 : 254-257.
52. McKnight MM, Jones SP, Davies EH. A study to compare the effects of simulated torquing forces on pre-adjusted orthodontic brackets. British Journal of Orthodontics 1994;21 : 359-365.

53. McLaughlin RP, Bennett JC. Finishing with the preadjusted orthodontic appliance. *Sem Orthod* 2003; 9 : 165-183.
54. McLaughlin RP, Bennett JC, Trevesi JH. *Systemized Orthodontic treatment mechanics*. Mosby, 2001, 324p.
55. Meling TR, Odegaard J, Meling EO. On mechanical properties of square and rectangular stainless steel wires tested in torsion. *AJODO* 1997;111 : 310-20.
56. Mendes K, Rossouw PE. Friction : Validation of manufacturer's claim. *Sem Orthod* 2003;9 : 236-250.
57. Messier P, Forces délivrées lors de l'expression des mouvements de troisième ordre des appareils orthodontiques préajustés : une étude comparative. Mémoire de maîtrise, Montréal, Université de Montréal, 2006.
58. Meyer M, Nelson G, Preadjusted edgewise appliances : Theory and practice. *AJODO* 1978 ; 73 :485-498.
59. Miethke RR, Melsen B. Effect of variation in tooth morphology and bracket position on first and third order correction with preadjusted appliances. *AJODO* 1999; 116 : 329-335.
60. Mitchell L. *An introduction to orthodontics*. Oxford University Press, Oxford, 233p, 1996.
61. Nanda R. *Biomechanics in clinical orthodontics*. Saunders, Philadelphia, Pennsylvania, 1997 : 332p.

62. Nanda R. Biomechanics and Esthetic Strategies in Clinical Orthodontics. Saunders, St-Louis, Missouri, 2005, 385p.
63. Nikolai RJ. On the application of engineering mechanics to the force and structural analysis of orthodontic appliances. *AJO* 1985;87 :253-5.
64. Nikolai RJ. Orthodontic Wire : A continuing evolution. *Sem Orthod* 1997;3 : 157-165.
65. Nikolai RJ. Stiffness of Incisor Segment of Edgewise Arches in Torsion and Bending. *The Angle Orthodontist* 1985; 55: 37-50.
66. Odegaard J, Segner D. Shear bond strenght of metal brackets compared with a new ceramic bracket. *AJODO* 1988;94 :201-6.
67. Odegaard J, Meling E, Meling T. An evaluation of the torsional moments developed in orthodontic applications. An *in vitro* study. *AJODO* 1994; 105 : 392-400.
68. Owen AH. Torque in the base vs. Torque in the face. *JCO* 1991 Oct : 608-610.
69. Papadopoulos MA, Eliades T, Morfaki O, Athanasiou AE. Recycling of orthodontic brackets : Effects on physical properties and characteristics-ethical and legal aspects. *Rev Orthop Dento Faciale* 2000;34 : 257-76.
70. Parkhouse R. Rectangular wire and third-order torque: A new perspective. *AJODO* 1998; 113: 421-430.

71. Peck S. Orthodontic slot size : It's time to retool ( Guest Editorial ). *Angle Orthodontist* 2001;71 :329-30.
72. Picton DCA. Some implications of normal tooth mobility during mastication. *Arch Oral Biol* 1964; 9 : 565-73.
73. Piette E, Reyckler H. *Traité de pathologies buccale et maxillofaciale*. De boeck-Wesmael, Bruxelles, 197p, 1991.
74. Pizzoni L, Revnholt G, Melsen B : Frictional forces related to self-ligating brackets, *Eur J Orthod* 20 : 283-291, 1998.
75. Proffit WR. *Contemporary Orthodontics*, 3<sup>rd</sup> edition, Mosby, Saint Louis, Missouri, 2007.
76. Quinn RS, Yoshikawa DK. A reassessment of force magnitude in orthodontics. *AJO* 1985;88 : 252-60.
77. Read-Ward GE, Jones SP, Davies EH. A comparison of self-ligating and conventional orthodontic bracket systems. *British Journal of Orthodontics* 1997; 24 : 309-17.
78. Roberts WE, Ferguson DJ. Cell kinetics of the periodontal ligament. In Norton LA, Burstone CJ (editors) : *The biology of orthodontic tooth movement*, Boca Raton, Flo, CRC Press, 1989.

79. Remise CH. L'arc segmenté de Charles J Burstone. Notes de cours : Biomécanique dentaire I et II. Section d'orthodontie, faculté de médecine dentaire, Université de Montréal, 2005.
80. Ren Y, Malta JC, Van't Hof MA, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement. AJODO 2004; 125 : 71-7.
81. Ricketts RM . Bioprogressive therapy as an answer to orthodontic need. Part I. AJO 1976 ; 70 : 241-267.
82. Schwaninger B. Evaluation of the straight arch wire concept. Am J Orthod 1978;73 :290-0.
83. Siatkowski RE. Loss of anterior torque control due to variations in brackets slot and archwire dimensions. JCO 1999 sept : 508-510.
84. Sebanc J, Brantley WA, Pincsak JJ, Conover JP. Variability of effective root torque as a function of edge bevel on orthodontic arch wires. AJO 1984;86 :43-50
85. Smith JR. Mechanical and clinical properties of new orthodontic alloy. J Balt Coll Dent Surg 1980; 34 : 1-3.
86. Spiller RE, Waters NE, Birnie DJ, Pethybrige RJ. A comparison of the forces required to produce tooth movement *in vitro* using two self-ligating brackets and a pre-adjusted bracket employing two types of ligation. Eur J Orthod 1993; 15 : 377-385.
87. Steyn CL. Measurement of edgewise torque force *in vitro*. AJO 1977;71 : 565-73.

88. Storey E, Smith R. Force in orthodontics and its relation to tooth movement. *Austr J Dent* 1952;56 : 11-18.
89. Swartz CE, Miner T. Friction. *Teaching Introductory Physics : A sourcebook* 1996 : 87-100.
90. Taloumis LJ, Smith TM, Hondrum SO, Lorton L. Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures. *AJODO* 1997;111 :1-11.
91. Taylor NG, Cook PA. The reliability of positioning pre-adjusted brackets : an in vitro study. *British Journal of Orthodontics* 1992 ; 19 : 25-34.
92. Torstein R, Meling MD, Odegaard J, Meling E. On mechanical properties of square and rectangular stainless steel wires tested in torsion. *AJODO* 1997; 111 : 310-20.
93. Torstein R, Meling MD, Odegaard J, Meling E. The effect of second-order couple on the application of torque. *AJODO* 1998; 113: 256-262.
94. Ugur T, Yukay F. Normal faciolingual inclinations of tooth crowns compared with treatment groups of standard and pretorqued brackets. *AJODO* 1997 ; 112 : 50-57.
95. Van Loenen M, Degrieck J, De Pauw G, Dermaut L. Anterior tooth morphology and its effect on torque. *Eur J Orthod* 2005; 27 : 258-262.
96. Wanono J. Dégradation de force des chaînettes élastomériques orthodontiques et effet du pré étirement : Une étude *in vitro*. Mémoire de maîtrise, Montréal, Université de Montréal, 2003.

97. Winfried H, Bourauel C. Torque capacity of metal and polycarbonate brackets with and without a metal slot. *Eur J Orthod* 2004; 26: 435-441.

## **CHAPITRE 9**

### **ANNEXES**

## ANNEXE I

Dimensions des 20 segments droits rectangulaires (*Resilient Rect wire*) utilisés dans l'étude, mesurés à l'aide du pied à coulisse de type IP 65 Coolant Proof, du manufacturier Mitutoyo.

<b>Fil rectangulaire : 0,021" x 0,025" SS</b>	
<b>3M/Unitek Lot : 19469-13</b>	
1	0,02090" x 0,02510"
2	0,02115" x 0,02525"
3	0,02085" x 0,02475"
4	0,02095" x 0,02510"
5	0,02095" x 0,02500"
6	0,02095" x 0,02495"
7	0,02100" x 0,02515"
8	0,02100" x 0,02515"
9	0,02100" x 0,02515"
10	0,02090" x 0,02505"
11	0,02090" x 0,02500"
12	0,02100" x 0,02505"
13	0,02080" x 0,02505"
14	0,02115" x 0,02520"
15	0,02090" x 0,02505"
16	0,02095" x 0,02500"
17	0,02085" x 0,02485"
18	0,02095" x 0,02515"
19	0,02080" x 0,02480"
20	0,02095" x 0,02500"

## ANNEXE II

Dimensions des 75 arcades *Hybrides (Resilient Permachrome Hybride Orthoform II SquareUpper)* utilisées dans l'étude, mesurées à l'aide du pied à coulisse de type IP 65 Coolant Proof, du manufacturier Mitutoyo.

Fil hybride : 0,021" x 0,025" SS			
3M/Unitek Lot : G9395			
1	0,02130 x 0,02485	41	0,02105 x 0,02500
2	0,02110 x 0,02500	42	0,02110 x 0,02490
3	0,02180 x 0,02505	43	0,02110 x 0,02490
4	0,02120 x 0,02495	44	0,02105 x 0,02490
5	0,02115 x 0,02490	45	0,02115 x 0,02480
6	0,02195 x 0,02495	46	0,02105 x 0,02500
7	0,02135 x 0,02505	47	0,02110 x 0,02485
8	0,02115 x 0,02495	48	0,02105 x 0,02490
9	0,02110 x 0,02490	49	0,02120 x 0,02490
10	0,02105 x 0,02490	50	0,02095 x 0,02490
11	0,02115 x 0,02495	51	0,02115 x 0,02490
12	0,02110 x 0,02490	52	0,02110 x 0,02490
13	0,02110 x 0,02485	53	0,02125 x 0,02490
14	0,02105 x 0,02495	54	0,02110 x 0,02495
15	0,02115 x 0,02490	55	0,02110 x 0,02485
16	0,02105 x 0,02500	56	0,02110 x 0,02490
17	0,02115 x 0,02495	57	0,02105 x 0,02490
18	0,02105 x 0,02495	58	0,02110 x 0,02495
19	0,02100 x 0,02495	59	0,02105 x 0,02495
20	0,02100 x 0,02495	60	0,02110 x 0,02485
21	0,02115 x 0,02490	61	0,02115 x 0,02495
22	0,02115 x 0,02500	62	0,02115 x 0,02490
23	0,02095 x 0,02500	63	0,02110 x 0,02495
24	0,02110 x 0,02485	64	0,02110 x 0,02485
25	0,02110 x 0,02485	65	0,02115 x 0,02490
26	0,02110 x 0,02545	66	0,02110 x 0,02490
27	0,02125 x 0,02500	67	0,02110 x 0,02490
28	0,02120 x 0,02490	68	0,02105 x 0,02485
29	0,02120 x 0,02490	69	0,02105 x 0,02495
30	0,02105 x 0,02495	70	0,02115 x 0,02495
31	0,02120 x 0,02490	71	0,02110 x 0,02495
32	0,02115 x 0,02495	72	0,02110 x 0,02490
33	0,02110 x 0,02505	73	0,02110 x 0,02485
34	0,02115 x 0,02495	74	0,02110 x 0,02485
35	0,02105 x 0,02495	75	0,02115 x 0,02490
36	0,02100 x 0,02500		
37	0,02110 x 0,02495		
38	0,02110 x 0,02490		
39	0,02105 x 0,02505		
40	0,02105 x 0,02500		

**ANNEXE III**

---

**Dimensions des boîtiers utilisés dans l'étude, mesurés à l'aide du pied à coulisse de type IP 65 Coolant Proof, du manufacturier Mitutoyo.**

Boîtiers	Largeur (mm)	Hauteur (mm)
Victory	3,85	3,18
Omniarch	4,21	3,43
Minitwin	3,72	2,86
Smartclip	4,36	3,45
Speed	3,20	3,34
Damon 3	3,33	4,58
In-Ovation-R	3,41	3,45
Mystique	3,80	4,01
Clarity	4,27	4,44
Ice	3,24	3,99