

Université de Montréal

Forces délivrées lors de l'expression des mouvements de troisième ordre  
des appareils orthodontiques préajustés :  
Une étude comparative.

Par :

Pierre Messier

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  
Mars, 2006

© Pierre Messier, 2006



WU

5

U58

2006

V. 506



**Direction des bibliothèques**

**AVIS**

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

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

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

**NOTICE**

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

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

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

Université de Montréal  
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

Forces délivrées lors de l'expression des mouvements de troisième ordre  
des appareils orthodontiques préajustés :  
Une étude comparative.

Présenté par :

Pierre Messier

A été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Dr Daniel Fortin

Dr Claude Remise

Dr Donald Blais

Dr Athena Papadakis

Mémoire accepté le : \_\_\_\_\_

## SOMMAIRE

---

L'orthodontie contemporaine est principalement un amalgame de diagnostic, de planification de traitement, de biomécanique et de protocole de contention. La biomécanique représente donc une variable d'importance dans l'équation de l'orthodontie. Les appareils orthodontiques sont, aujourd'hui, plus petits et plus performants qu'auparavant. Sans jamais remplacer le jugement et le processus décisionnel du clinicien, les boîtiers orthodontiques préajustés (programmés) facilitent le déroulement du traitement.

Cette étude cherche donc à obtenir des informations supplémentaires sur le comportement des boîtiers préajustés. En effet, dix modèles de boîtiers, répartis en trois catégories ; autoligaturants, esthétiques et "twins" conventionnels, sont jumelés à des fils d'acier inoxydable de dimensions différentes (0,019" x 0,025" SS et 0,021" x 0,025" SS), afin d'examiner leurs comportements en ce qui a trait aux forces délivrées lors de l'expression des mouvements de troisième ordre. Il s'agit donc, d'une étude comparative. Les forces sont évaluées à l'aide d'une "Instron Universal Testing Machine 4201". Les échantillons sont jumelés à la "Instron" par le biais d'un montage dessiné et confectionné spécifiquement pour des études sur les forces en torsion.

Les résultats nous démontrent que, lorsque les statistiques sont appliquées aux dix modèles de boîtiers , toutes catégories confondues, les performances dans les forces délivrées lors des mouvements de troisième ordre ne sont aucunement reliées aux catégories de boîtiers (autoligaturants, esthétiques ou twins). Néanmoins, certains modèles de boîtiers , dans chacune des catégories, semblent être plus efficace, dans l'expression des mouvements de torsion. Aussi, lorsqu'on augmente la coupe transversale d'un fil rectangulaire, la force délivrée lors de l'expression des mouvements de torsion augmente. Ce comportement se produit, comme on pouvait s'y attendre, pour tous les modèles de boîtiers à l'étude. Par contre, les facteurs de multiplication par lesquels les forces augmentent, lorsque l'on passe d'un fil 0,019" x 0,025" SS à un 0,021" x 0,025" SS sont bien différents selon les modèles de boîtiers.

## TABLE DES MATIÈRES

---

<b>SOMMAIRE.....</b>	<b>iii</b>
<b>LISTE DES TABLEAUX.....</b>	<b>vi</b>
<b>LISTE DES FIGURES.....</b>	<b>viii</b>
<b>REMERCIEMENTS.....</b>	<b>x</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.....	12
2.5.1 Mouvement de bascule.....	13
2.5.2 Mouvement de translation.....	13
2.5.3 Mouvement de racine.....	13
2.5.4 Mouvement de rotation.....	13
2.6 INFLUENCE DES MATÉRIAUX.....	14
2.6.1 Les fils orthodontiques.....	14
2.6.1.1 <i>L'acier inoxydable</i> .....	14
2.6.2 Les boîtiers orthodontiques.....	16
2.6.2.1 <i>Angle; le Père de l'orthodontie moderne</i> .....	16
2.6.2.2 <i>Andrews; fondateur du système de boîtier préajusté</i> .....	17
2.6.2.3 <i>Les boîtiers autoligaturants</i> .....	22
2.6.2.4 <i>Les boîtiers linguaux</i> .....	24
2.6.2.5 <i>Les boîtiers esthétiques</i> .....	24
2.7 L'IMPORTANCE DU TROISIÈME ORDRE EN ORTHODONTIE.....	25
2.8 VARIABLES AFFECTANT L'EXPRESSION DES FORCES DE TORSION.....	26
2.8.1 Morphologie coronaire et positionnement des boîtiers.....	26
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.....	32
2.8.5 Mode de ligature.....	33
2.9 EN RÉSUMÉ.....	35
<b>3. OBJECTIFS DE L'ÉTUDE.....</b>	<b>38</b>

<b>4. 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.....	42
4.1.2.1 <i>Image des boîtiers par microscopie à balayage</i> .....	43
4.1.3 Environnement expérimental.....	46
4.1.3.1 <i>Le montage</i> .....	46
4.1.3.2 <i>Les plaquettes d'aluminium</i> .....	48
4.1.3.3 <i>Le niveleur d'aiguille</i> .....	49
4.1.3.4 <i>L'appareil Instron</i> .....	49
4.1.4 Préparation des échantillons.....	50
4.1.5 Moyen de ligature.....	51
4.1.6 Exécution des tests.....	51
4.1.7 Analyses statistiques.....	53
4.1.8 Sources d'erreurs.....	54
<b>5. 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.....	65
5.2.1 Fils 0,019" X 0,025" SS.....	65
5.2.2 Fils 0,021" X 0,025" SS.....	66
5.3 VARIATION ENTRE LES MODÈLES D'UN MÊME TYPE DE BOÎTIER.....	66
5.3.1 Boîtiers autoligaturants.....	66
5.3.2 Boîtiers esthétiques.....	68
5.3.3 Boîtiers "twins" conventionnels.....	69
5.4 VARIATION ENTRE LES DIX MODÈLES DE BOÎTIERS À L'ÉTUDE.....	70
5.5 VARIATION ENTRE LES COUPES TRANSVERSALES DES FILS D'ACIER INOXYDABLE .....	72
<b>6. DISCUSSION DES RÉSULTATS.....</b>	<b>74</b>
6.1 VARIATIONS ENTRE LES TYPES DE BOÎTIERS.....	74
6.2 VARIATIONS ENTRE LES MODÈLES D'UN MÊME TYPE DE BOÎTIERS.....	75
6.2.1 Les boîtiers autoligaturants.....	75
6.2.2 Les boîtiers esthétiques.....	77
6.2.3 Les boîtiers "twins" conventionnels.....	78
6.3 VARIATIONS ENTRE LES DIX MODÈLES DE BOÎTIERS À L'ÉTUDE.....	79
6.4 VARIATIONS ENTRE LES COUPES TRANSVERSALES DES FILS SS.....	80
6.5 MODÈLES DE BOÎTIERS LES PLUS PERFORMANTS POUR CHACUNE DES CATÉGORIES.....	81
<b>7. CONCLUSIONS.....</b>	<b>83</b>
<b>8. BIBLIOGRAPHIE.....</b>	<b>86</b>

## LISTE DES TABLEAUX

---

Tableau I	: Forces optimales pour un mouvement dentaire orthodontique (Proffit, 2000).....	8
Tableau II	: Composition des fils d'acier inoxydable (Remise, 2003).....	15
Tableau III	: Différentes prescriptions de torque, pour les centrales supérieures (Proffit, 2000).....	20
Tableau IV	: Torque effectif pour différents agencements fils-boîtiers, basé sur les valeurs nominales des manufacturiers (Proffit, 2000).....	21
Tableau V	: Évolution des boîtiers autoligaturants (Graber, Vanarsdall, Vig, 2005).....	23
Tableau VI	: Jeu, théorique et calculé, pour différents agencements de fils et de dimensions de lumières de boîtiers (Gioka et Eliades, 2004).....	30
Tableau VII	: Variables pouvant affecter l'expression du torque des boîtiers préajustés et les techniques pouvant les contrecarrer (Gioka et Eliades, 2004).....	34
Tableau VIII	: Fils orthodontiques à l'étude.....	41
Tableau IX	: Boîtiers orthodontiques autoligaturants à l'étude.....	42
Tableau X	: Boîtiers orthodontiques esthétiques à l'étude.....	43
Tableau XI	: Boîtiers orthodontiques "twins" conventionnels à l'étude.....	43
Tableau XII	: Moyennes et écarts-types des forces délivrées (en Newtons) par les différents boîtiers à l'étude, avec les fils 0,019" x 0,025" SS, lors de l'expression des mouvements de torsion.....	58
Tableau XIII	: Moyennes et écarts-types des forces délivrées (en Newtons) par les différents boîtiers à l'étude, avec les fils 0,021" x 0,025" SS, lors de l'expression des mouvements de torsion.....	5
Tableau XIV	: Ratio des forces fil 2 / fil 1.....	60
Tableau XV	: Sous-groupes homogènes des types de boîtiers, avec des fils 0,019" x 0,025" SS.....	65
Tableau XVI	: Sous-groupes homogènes des types de boîtiers, avec des fils 0,021" x 0,025" SS.....	66
Tableau XVII	: Sous-groupes homogènes des modèles de boîtiers autoligaturants, avec des fils 0,019" x 0,025" SS.....	67
Tableau XVIII	: Sous-groupes homogènes des modèles de boîtiers autoligaturants, avec des fils 0,021" x 0,025" SS.....	67
Tableau XIX	: Sous-groupes homogènes des modèles de boîtiers esthétiques, avec des fils 0,019" x 0,025" SS.....	68



Tableau XX : Sous-groupes homogènes des modèles de boîtiers esthétiques, avec des fils 0,021" x 0,025" SS.....	68
Tableau XXI : Sous-groupes homogènes des modèles de boîtiers "twins" conventionnels, avec des fils 0,019" x 0,025" SS.....	69
Tableau XXII : Sous-groupes homogènes des modèles de boîtiers "twins" conventionnels, avec des fils 0,021" x 0,025" SS.....	69
Tableau XXIII : Sous-groupes homogènes de modèles de boîtiers (tous types confondus), avec des fils 0,019" x 0,025" SS.....	71
Tableau XXIV : Sous-groupes homogènes de modèles de boîtiers (tous types confondus), avec des fils 0,021" x 0,025" SS.....	71
Tableau XXV : Valeurs « p » obtenues par tests de comparaison « t » de Student entre les fils 0,019" x 0,025" SS et 0,021" x 0,025" SS, pour les dix modèles de boîtiers à l'étude.....	72
Tableau XXVI : Modèles de boîtiers les plus performants, pour chacune des catégories.....	81

## LISTE DES FIGURES

---

<b>Figure 2.1 :</b> Représentation schématique du mouvement dentaire en fonction du temps, selon la résorption frontale et la résorption sous-minée (Proffit, 2000).....	7
<b>Figure 2.2 :</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).....	11
<b>Figure 2.3 :</b> Courbe force/déflexion de l'acier inoxydable (Tiré de : Remise, 2003).....	15
<b>Figure 2.4 :</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) .....	29
<b>Figure 4.1 :</b> Pied à coulisse modèle IP 65 Coolant Proof, du manufacturier Mitutoyo .....	42
<b>Figure 4.2 :</b> Boîtier Speed (microscope à balayage) .....	44
<b>Figure 4.3 :</b> Boîtier Damon 3 (microscope à balayage) .....	44
<b>Figure 4.4 :</b> Boîtier SmartClip (microscope à balayage) .....	44
<b>Figure 4.5 :</b> Boîtier In-Ovation (microscope à balayage) .....	44
<b>Figure 4.6 :</b> Boîtier Clarity (microscope à balayage) .....	45
<b>Figure 4.7 :</b> Boîtier Mystique (microscope à balayage) .....	45
<b>Figure 4.8 :</b> Boîtier Ice (microscope à balayage) .....	45
<b>Figure 4.9 :</b> Boîtier Victory (microscope à balayage) .....	45
<b>Figure 4.10 :</b> Boîtier Omniarch (microscope à balayage) .....	45
<b>Figure 4.11 :</b> Boîtier Minimaster LP (microscope à balayage) .....	45
<b>Figure 4.12 :</b> Montage expérimental .....	46
<b>Figure 4.13 :</b> Montage expérimental .....	47
<b>Figure 4.14 :</b> Montage expérimental .....	47
<b>Figure 4.15 :</b> Plaquettes d'aluminium sur lesquelles les boîtiers étaient collés. ....	48
<b>Figure 4.16 :</b> Niveleur d'aiguille .....	49
<b>Figure 4.17 :</b> Appareil Instron avec montage jumelé .....	49
<b>Figure 4.18 :</b> Positionnement des boîtiers sur les plaquettes .....	50
<b>Figure 4.19 :</b> Exemple d'échantillon jumelé au montage .....	52
<b>Figure 4.20 :</b> Exemple de mise à zéro avant chaque série de tests .....	52

<b>Figure 4.21</b> : Exemple d'erreurs de manipulation possible lors du collage des boîtiers sur les plaquettes d'aluminium .....	55
<b>Figure 4.22</b> : Démonstration d'une source d'erreurs possibles lors du nivelage de l'aiguille .....	56
<b>Figure 5.1</b> : Force (en KiloNewtons) exprimée par les différents boîtiers lors des mouvements de torsion. Fil utilisé : 0,019" x 0,025" SS .....	61
<b>Figure 5.2</b> : Force (en KiloNewtons) exprimée par les différents boîtiers lors des mouvements de torsion. Fil utilisé : 0,021" x 0,025" SS .....	61
<b>Figure 5.3</b> : Force moyenne (en KiloNewtons) exprimée lors des mouvements de torsion pour chaque type de boîtiers à l'étude .....	62
<b>Figure 5.4</b> : Force moyenne (en KiloNewtons) exprimée lors des mouvements de torsion pour chaque type de boîtiers à l'étude .....	62
<b>Figure 5.5</b> : Force (en KiloNewtons) exprimée par les boîtiers des différentes catégories, lors des mouvements de torsions . Fil utilisé : 0,019" x 0,025" SS .....	63
<b>Figure 5.6</b> : Force (en KiloNewtons) exprimée par les boîtiers des différentes catégories, lors des mouvements de torsions . Fil utilisé : 0,021" x 0,025" SS .....	63
<b>Figure 5.7</b> : Comparaison entre les deux dimensions de fils, dans la force délivrée (en KiloNewtons) lors des mouvements de torsion, pour chaque type de boîtiers .....	64
<b>Figure 5.8</b> : Comparaison entre les deux dimensions de fils, dans la force délivrée (en KiloNewtons) lors des mouvements de torsion pour chaque type de boîtiers .....	64

## REMERCIEMENTS

---

Je tiens à remercier le **Dr Daniel Fortin**, directeur de ce projet, pour son expertise dans le domaine de la recherche en médecine dentaire. Son apport intellectuel et technique fut essentiel à l'élaboration de ce projet.

Le **Dr Claude Remise**, professeur titulaire, directeur de la section d'orthodontie de l'Université de Montréal et co-directeur de ce projet, se doit aussi de recevoir des remerciements sincères. Ses conseils judicieux, ses encouragements et son efficacité hors du commun ont été des catalyseurs de première importance tout au long de ce travail.

Des remerciements cordiaux s'adressent au **Dr Pierre Rompré**, statisticien à la faculté de médecine dentaire. Ses exercices mathématiques nous permettent de mieux comprendre les résultats obtenus en laboratoire. Ses compétences ont permis de donner de la saveur à ces écrits.

Je tiens aussi à remercier le **Dr Athena Papadakis** qui a accepté, sans hésiter, de participer à ce projet à titre de président-rapporteur. Son esprit critique, sa connaissance approfondie de la littérature orthodontique et sa rigueur au travail ont permis d'amener ce mémoire à un niveau supérieur.

Je remercie sincèrement le **Dr Donald Blais**, d'avoir consacré de son précieux temps à la lecture de ce mémoire à titre d'examineur externe. Sa solide expérience solide dans le domaine de l'orthodontie et ses judicieux conseils, m'ont permis de perfectionner ce travail.

Je désire aussi remercier Mme **Sylvia Zalzal** pour son aide précieuse dans l'imagerie au microscope à balayage. Sa disponibilité et son efficacité furent grandement appréciées. Merci au **Dr Antonio Nanci** de m'avoir permis de profiter de l'expertise développée dans son laboratoire de recherche.

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

Merci au **Fonds Paul Geoffrion**, pour son support financier. Les sommes investies ont servi principalement à la confection du montage expérimental. Évidemment, l'implication du Fonds fut essentielle, sans quoi ce projet de recherche n'aurait jamais vu le jour.

Merci à tous **les professeurs** de la section d'orthodontie pour leur dévouement et leur disponibilité grandement appréciés.

Finalement, à **Stéphanie & Alexandre**, merci pour votre compréhension, votre patience et vos encouragements, je vous aime.

# **CHAPITRE 1**

## **INTRODUCTION**

## 1. INTRODUCTION

---

Depuis les années 1920, le domaine de l'orthodontie a connu une évolution marquée, permettant aux cliniciens d'aujourd'hui d'utiliser des appareils très efficaces. C'est en 1928 que le *Dr Angle* proposa le système « Edgewise » qui servit de tremplin à tous les systèmes de boîtiers développés par la suite (McLaughlin, Bennett, Trevesi, 2001).

Durant de nombreuses années, les orthodontistes ont utilisé le système « Edgewise » avec succès. Évidemment, lors de cette période, plusieurs modifications ont été apportées aux appareils orthodontiques. Cependant, il fallut attendre les années 1970 pour voir apparaître une percée majeure : le système « Straight wire » ou arc droit du *Dr Lawrence Andrews*. Le *Dr Andrews* a mené ses études dans le but de déterminer la quantité de « tip » (inclinaison mésiale ou distale), les différences de niveaux (bucco-linguaux et verticaux) ainsi que le montant de « torque » (inclinaison bucco-linguale) pour chacune des dents (Bishara, 2001). Les résultats de ses recherches furent incorporés dans la fabrication des appareils orthodontiques de type « straight wire ». Le but de ces appareils, comme son nom l'indique, est de minimiser le pliage de fil en incorporant dans le boîtier les mouvements dentaires requis dans les trois ordres. Par ailleurs, ces prescriptions de mouvements sont basées sur des valeurs moyennes. Alors, les variations individuelles en terme de morphologie dentaire, entre autres, obligent le clinicien à plier du fil pour idéaliser la position finale des dents afin de traiter chacun des patients de façon optimale. Néanmoins, cette évolution a réellement permis d'améliorer l'efficacité des traitements orthodontiques en permettant principalement de réduire au minimum le pliage de fil et en simplifiant les mécaniques nécessaires aux déplacements contrôlés des dents.

Par contre, les appareils à arc droit comportent tout de même des faiblesses. Si, généralement, les mouvements de premier et de deuxième ordres s'expriment relativement bien, les mouvements de troisième ordre (torque), eux, sont souvent déficients (McLaughlin, Bennett, Trevesi, 1997).

Selon ces auteurs, les deux principales raisons sont :

1. La zone d'application de la force (torque) est petite par rapport au volume de la dent.
2. Dans le but de diminuer la friction lors des mécaniques de glissement, les orthodontistes utilisent généralement un fil 0,019" x 0,025" SS dans une lumière de 0,022" . Ceci permet un jeu d'environ 10° entre le fil et les parois de la lumière du boîtier, diminuant significativement l'expression du mouvement.

Dans le cadre du présent travail, nous avons choisi de mener une étude comparative sur les forces délivrées lors de l'expression des mouvements de troisième ordre (torque) de différents agencements fils-boîtiers. En effet, dix modèles de boîtiers, préajustés, divisés en trois catégories (autoligaturants, esthétiques et "twins" conventionnels), seront à l'étude, jumelés à des fils 0,019" x 0,025" SS et 0,021" x 0,025" SS.



## **CHAPITRE 2**

### **RECENSION DES ÉCRITS**

## **2. RECENSION DES ÉCRITS**

---

Cette revue de la littérature a pour objectif principal de relever les publications pertinentes et récentes concernant les principales variables ayant un impact sur l'expression des forces de torsion (torque) dans un système orthodontique. 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. Aussi, ce projet étant complémentaire à certaines maîtrises réalisées auparavant à 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 Hicham El-Khatib, Julie Caron et Frédéric Lavoie.

### **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).

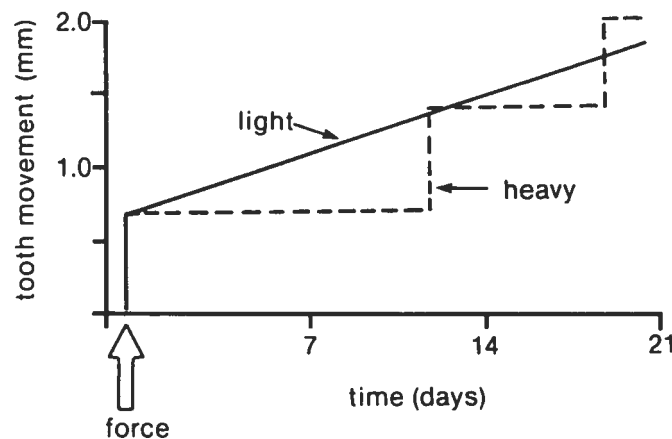
## 2.2 Force optimale

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 le côté de la paroi alvéolaire opposée 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, 2000).

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 Reychler, 1991). Le tableau I nous donne un aperçu des niveaux de force 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, 2000).*

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.

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

Les types de forces peuvent être continus ou intermittents (Piette et Reychler 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 Reychler, 1991; Graber et Vanarsdall, 2000).

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

Le docteur Ravindra Nanda affirme dans son volume que la base d'un traitement orthodontique repose sur l'application clinique des concepts de la biomécanique (Nanda 2005). La mécanique est la discipline qui décrit l'effet des forces sur un ou plusieurs corps. La biomécanique réfère donc à la science 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. Une analogie peut être tracée avec l'utilisation de médicaments en médecine. Les composés pharmaceutiques sont utilisés pour produire une réponse physiologique spécifique afin de guérir ou de soulager le patient de certaines pathologies ou de certains symptômes. Une prescription judicieuse de la médication requiert, de la part du médecin, une connaissance approfondie des mécanismes d'action de l'agent thérapeutique dans le but d'obtenir les résultats cliniques souhaités.

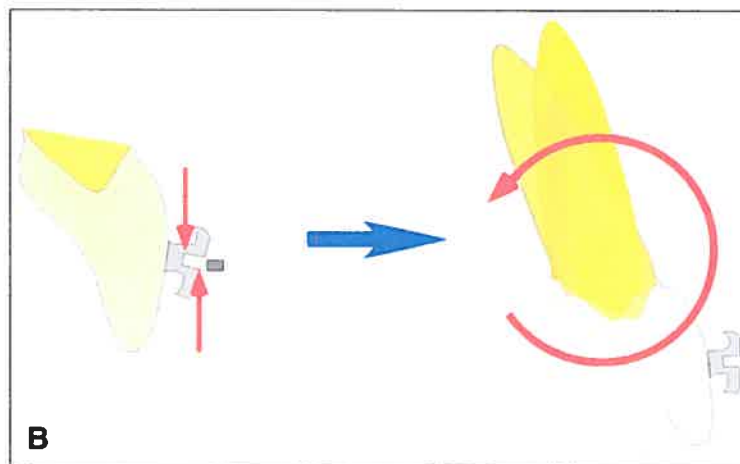
De la même façon, l'orthodontiste dépend de l'application judicieuse de systèmes de forces afin de réaliser efficacement et avec succès ses traitements orthodontiques. En fait, l'application adéquate des principes de biomécanique, jumelée à un diagnostic juste, permet d'atteindre des résultats optimaux, 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, 2003). 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, 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  $M = F \times d$ .

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, 2003). 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.



**Figure 2.2 :** Exemple clinique d'un couple; engagement d'un fil rectangulaire dans la lumière d'un boîtier préajusté avec une prescription de torque ( Nanda, 2005 ).



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).

## 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 force 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, 2003).

### **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 , 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.

### ***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 2.3) et Contrainte / Déformation ( Stress / Strain ) fournissent l'information pertinente à ce sujet ( Proffit, 2000 ).

#### ***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, 2003). Cet alliage présente une structure cubique à face centrée et sa composition peut varier dans les proportions indiquées au tableau II.

Carbone (C)	Chrome (Cr)	Nickel (Ni)
0,8 %	17,0 % – 19,0 %	8,0 % - 12,0 %
0,15 %	16,0 % - 18,0 %	10,0 % - 14,0 %

Tableau II : Composition des fils d'acier inoxydable (Tiré de : Remise, 2003)

On note qu'une concentration relativement importante de chrome, 10 à 13 % minimum, est nécessaire afin que la surface de l'acier devienne "passivé" et donc inoxydable. Ceci par la formation d'une couche cohérente d'oxyde de chrome (Graber, Vanarsdall, Vig, 2005). La courbe contrainte / déformation (figure 2.3) 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.

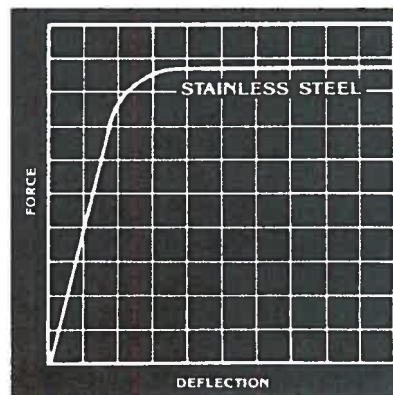


Figure 2.3 : Courbe force/déformation de l'acier inoxydable. (Tiré de : Remise 2003)

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>ième</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 radicaire. 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 devint rapidement le chef de file de la thérapie orthodontique fixe multibagues (Proffit, 2000).

De 1930 à 1960, il y eut beaucoup de développement dans le domaine de la thérapie 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 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 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 préajustée 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  $10^\circ$  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 les 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 lingualement 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 recommandé dans les différentes prescriptions d'appareils varie plus que toute autre caractéristique dans le système « edgewise » contemporain ( Tableau III ).

<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 III : 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 IV

<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	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	9	21	29
<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 IV : Torque effectif pour différents agencements fils-boîtiers, basé sur les valeurs nominales des manufacturiers. Le torque effectif réel serait donc plus faible ( Proffit, 2000 ).*

Comme le démontre le tableau IV, 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 boîtier préangulé a son propre torque intégré, qui diffère pour chaque type de boîtier, mais aussi selon les philosophies, qui diffèrent pour le même type de dent (tableau III). 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 et l'augmentation de la friction dans le système. 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 V 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	Edgeloek	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 V : 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'attache 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 limitations de la réalité (Proffit, 2000). 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. 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**

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).

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 2000). 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, seulement 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 l'autre, la deuxième condition semble donc impossible à réaliser. En ce sens, plusieurs auteurs affirment que malgré l'utilisation d'un système de boîtier préajusté, 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 Melsen (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.



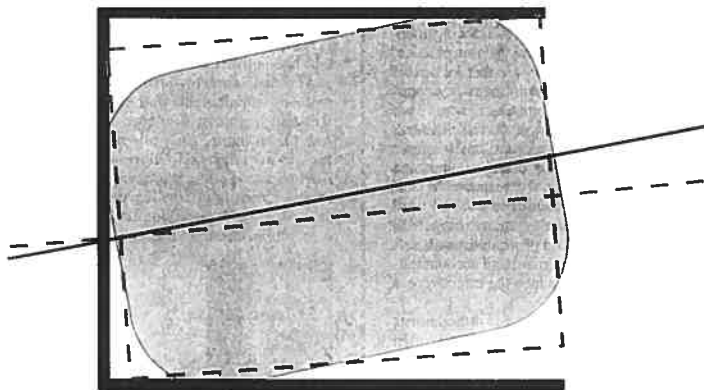
En rapport avec la courbure de la face labiale (ou buccale) les molaires inférieures démontraient la plus grande variation, tandis que les incisives inférieures avaient les plus petits écarts-types. En comparant, cette fois, la morphologie entre les différents types de dents, les mêmes auteurs (Miethke 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 (Seban, 1984). Ce « jeu » peut être extrême et atteindre 100% et donc annuler complètement le torque prescrit dans le boîtier (Meling et Odegard, 1998).



*Figure 2.4 : 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 VI, 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 VI 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 VI 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.

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 VI : 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 2.4). 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 2.4 (Sebanc, 1984).

Dans leurs travaux portant sur la torsion, Odegaard et ses collègues (1994) ont trouvé un angle de déviation de  $10,2^\circ$  entre un fil  $0,016'' \times 0,022''$  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  $0,407 \text{ mm} \times 0,567 \text{ mm}$  et la valeur moyenne de la hauteur de la lumière des boîtiers était de  $0,473 \text{ mm}$ . Avec la formule utilisée par Dellinger (1978), un tel agencement fil-boîtier aurait donné un angle de déviation théorique de  $7,0^\circ$ . 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  $10,8^\circ$  (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 tout les autre champ 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 VII. En effet, des variations peuvent être notées entre le torque rapporté et le torque réel dans un ensemble de boîtiers qui semble tout à fait identique. Il a été démontré que le torque rapporté peut être différent du torque réel de 5 à 10%, ce qui représente environ  $1^\circ$  à  $1,5^\circ$  (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 leur rendement clinique.

Par ailleurs, le stress induit par le torque est relativement élevé, comme le démontre 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 VII. 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.

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 40% 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.

Alors, 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 VII). L'utilisation de ligatures métalliques est fortement recommandée et il a été démontré qu'elles réduisent le « jeu » lumière-fil (Fischer, Brandies, 2000).

<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 VII :** 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 études 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, à ma connaissance, aucun groupe n'a mis de l'avant un projet portant directement sur une étude comparative des différents agencements fils-boîtiers testés ici, en ce qui a trait à l'expression des forces lors des mouvements de troisième ordre.

## **CHAPITRE 3**

### **OBJECTIFS DE L'ÉTUDE**

### 3. OBJECTIFS DE L'ÉTUDE

---

L'importance des connaissances de la biomécanique est indéniable. En effet, l'application adéquate des principes de biomécanique ne peut qu'améliorer l'efficacité des appareils et des techniques orthodontiques. Par ailleurs, avec l'amélioration soutenue des appareils et des fils orthodontiques, sans oublier les adhésifs dentaires, on pourrait croire que l'orthodontie devient de plus en plus facile. Certes, le remplacement des bagues par les boîtiers et la commercialisation des systèmes « straight wire », dont les boîtiers sont programmés pour déplacer les dents selon les trois ordres, nous facilitent la tâche.

Ce projet vise donc à fournir des données scientifiques et objectives supplémentaire, afin de mieux comprendre les interactions entre les fils orthodontiques et les boîtiers « programmés » de type arcs droits.

L'objectif de cette étude est principalement de répondre aux deux hypothèses de recherche suivantes :

- Les différents modèles de boîtiers orthodontiques testés dans cette étude expriment différemment les forces de torsion.
- Les fils orthodontiques d'acier inoxydable, de coupes transversales différentes, testés dans cette étude, influencent différemment l'expression des forces de torsion.

Les boîtiers étant divisés en trois catégories (types), autoligaturants, esthétiques et "twins" conventionnels, 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.

Un point important doit être souligné ici. Cette étude est basée sur un modèle expérimental, avec comme objectif d'éliminer le maximum de variables, hormis celle à l'étude, soit la force exprimée lors des mouvements de torsion des différents agencements fils – boîtiers.

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 énumère le matériel utilisé lors des expérimentations et décrit le protocole expérimental suivi pour 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

Le premier type de fil orthodontique, soit le 0,019" x 0,025" SS , a été sélectionné pour sa popularité d'utilisation auprès des cliniciens (Kusy et Whitley 1997, McLaughlin et Bennett 2003). Le deuxième type de fil à l'étude, le 0,021" x 0,025" SS a, quant à lui, été choisi afin de le comparer au premier et ainsi évaluer quantitativement la différence ou le manque à gagner 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").

Il est important de mentionner que, pour chaque fil à l'étude, les échantillons provenaient du même lot. Aussi, tous les fils 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, en segments égaux de 40 mm. Le tableau VIII présente les fils à l'étude.

Fils d'acier inoxydable (SS)		
Dimensions	Manufacturier	No de Lot
0,019 x 0,025	3M Unitek	19469-15
0,021 x 0,025	3M Unitek	19469-13

**Tableau VIII : Fils orthodontiques utilisés dans cette 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, répartis en trois catégories, étaient à l'étude. Tous avaient une lumière de 0,022" et une prescription de torque de 17° pour la plupart ou 18° pour certains, voir les tableaux IX, X et XI. La première catégorie, les autoligaturants, était composée des boîtiers les plus souvent employés par les orthodontistes québécois soient; Speed®, SmartClip®, In-Ovation® et Damon 3®, tableau II.

Nom commercial	Manufacturier	Système	Dimension lumière	Prescription torque
Speed	Strite Ind.	Actif	0,022"	17°
Smartclip	3M Unitek	Passif	0,022"	17°
In-Ovation	GAC	Actif	0,022"	18°
Damon 3	Ormco	Passif	0,022"	17°

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

Les boîtiers esthétiques Clarity®, Mystique® et Ice® formaient la deuxième catégorie , voir le tableau X.

Nom commercial	Manufacturier	Composition	Dimension lumière	Prescription torque	Insert métal dans lum.
Clarity	3M Unitek	Polycristallin	0,022"	17°	Oui
Mystique	GAC	Polycristallin	0,022"	18°	Non
Ice	Ormco	Monocristal	0,022"	17°	Non

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

Finalement, la troisième catégorie constituée des boîtiers Victory®, Omniarch® et Mini Master Low Profile®, représentait les twins conventionnels, tableau XI.

Nom commercial	Manufacturier	Dimension lumière	Prescription torque
Victory	3M Unitek	0,022"	17°
M Master LP	American Orthodontics	0,022"	17°
OmniArch	GAC	0,022"	17°

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

#### **4.1.2.1 Images des boîtiers par microscopie à balayage**

Les échantillons ont été montés sur un porte spécimen avec un ruban adhésif au carbone. Ils ont été observés en trois dimensions au microscope électronique à balayage à pression variable JSM-6460LV à un voltage de 10-20 KV, utilisant les électrons rétrodiffusés . Les grossissements utilisés étaient de 18X à 20X.

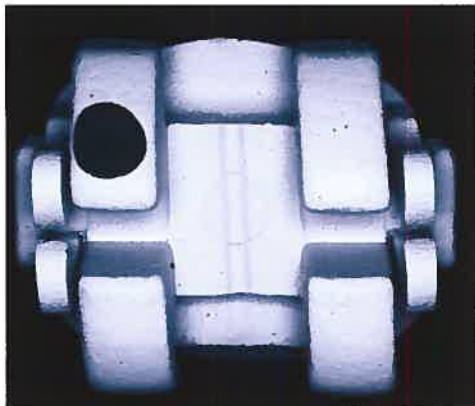




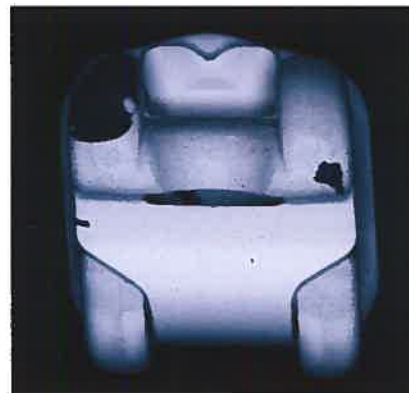
*Figure 4.2 : Boîtier Speed®*



*Figure 4.3 : Boîtier Damon 3®*



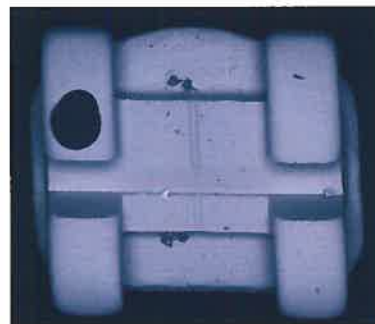
*Figure 4.4 : Boîtier SmartClip®*



*Figure 4.5 : Boîtier In-Ovation®*



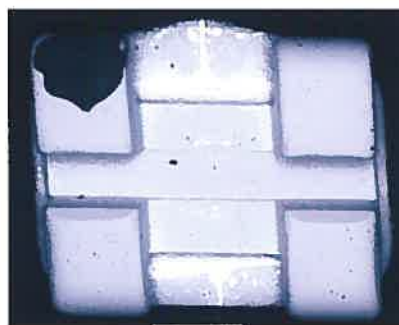
*Figure 4.6 : Boîtier Clarity®*



*Figure 4.9 : Boîtier Victory®*



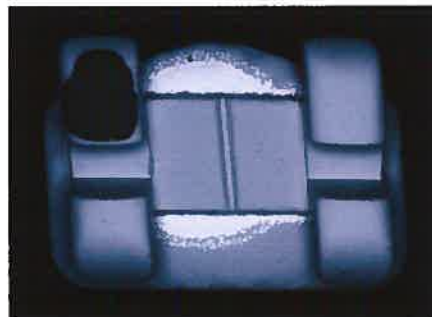
*Figure 4.7 : Boîtier Mystique®*



*Figure 4.10 : Boîtier Omniarch®*



*Figure 4.8 : Boîtier Ice®*

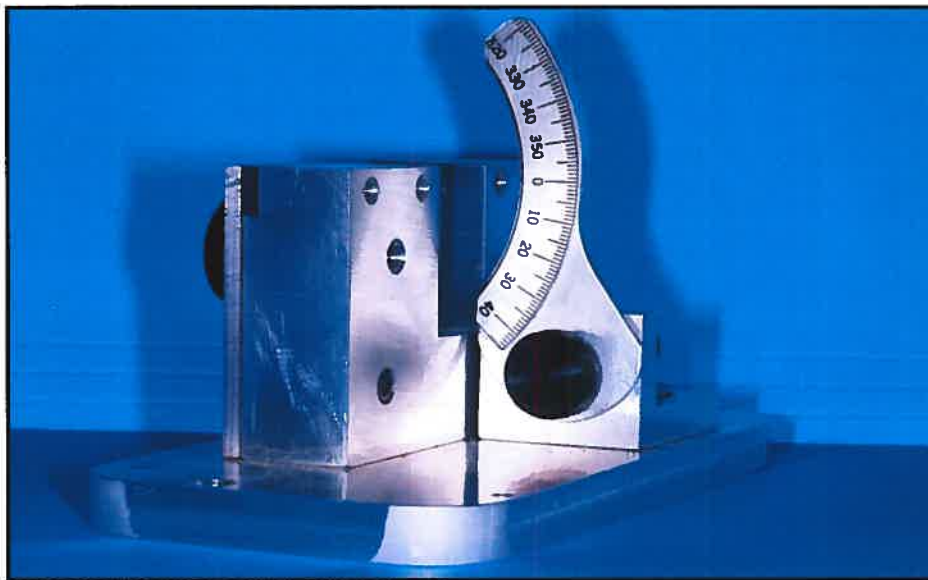


*Figure 4.11 : Boîtier Mini Master LP®*

### 4.1.3 Environnement expérimental

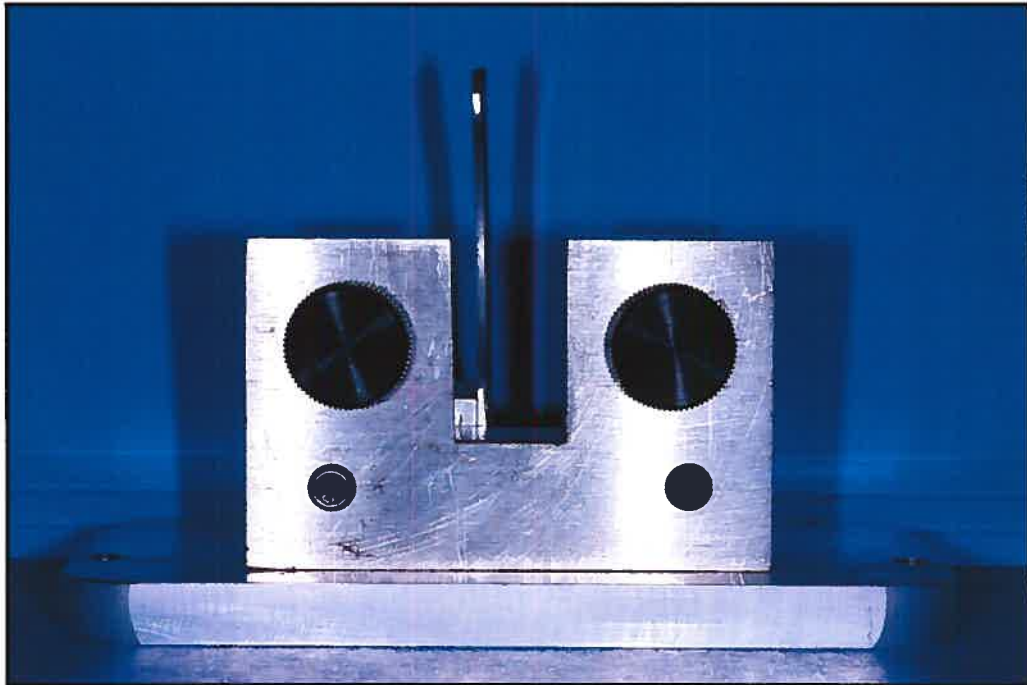
#### 4.1.3.1 Le montage

Le montage, figure 4.12, a été développé, selon nos recommandations, spécifiquement pour des études sur la torsion et a été fabriqué par la compagnie SEPRAS Inc de Repentigny, Québec.



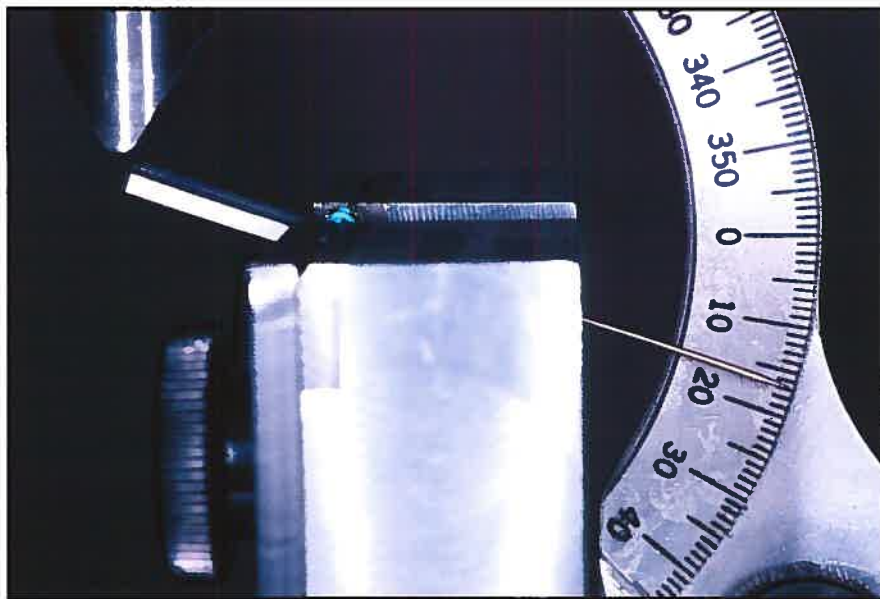
*Figure 4.12 : Montage expérimental.*

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 4.13. La distance entre les deux portions verticales du « U » permettait de simuler une distance inter-boîtiers de 7 mm.



*Figure 4.13 : Montage expérimental.*

Les deux vis, bien visibles sur la figure ci-haut, servaient à serrer 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, figure 4.14.



*Figure 4.14 : Rapporteur d'angle intégré au montage.*

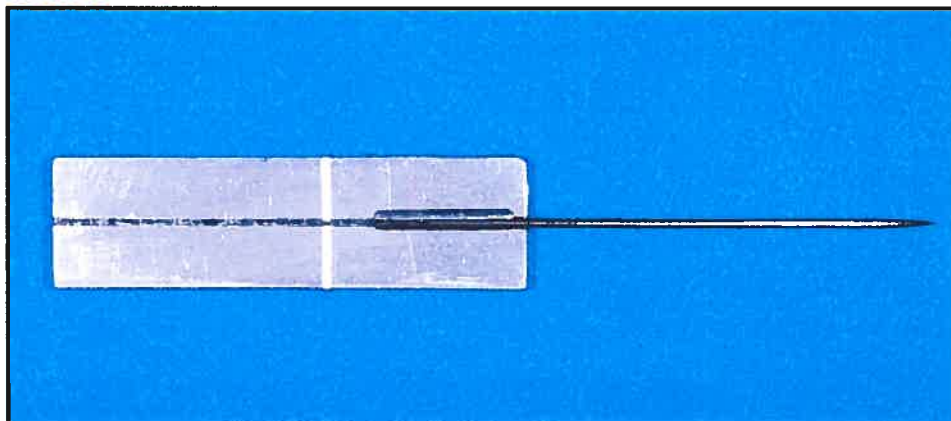
#### 4.1.3.2 Les plaquettes d'aluminium

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-radriculaire (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 à la longueur, la largeur et 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 4.15. 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. 15 : Plaquette 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 4.16.



*Figure 4.16 : Niveleur d'aiguille*

#### 4.1.3.4 L'appareil Instron

Le montage était jumelé à un appareil Instron, modèle 4201-1087 (figure 4.16). La cellule de charge (numéro de série : UK391) utilisée permettait l'application de forces allant de zéro à 10 Newtons.

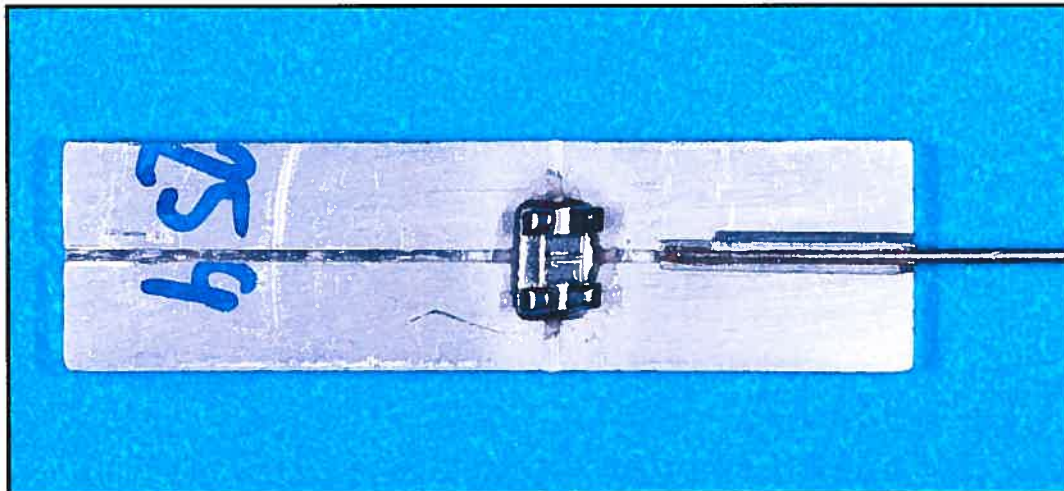


*Figure 4.17 : Appareil Instron 4201 (avec montage jumelé).*

#### 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.

Ensuite, la région (6 à 7 mm de hauteur et sur toute la largeur) de l'intersection des rainures de chacune des plaquettes, fut préparée par un traitement au jet de sable, 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 4.18 .



*Figure 4.18 : Positionnement des boîtiers sur les plaquettes. Notez le parallélisme entre la lumière du boîtier et la rainure de la plaquette. Ceci nous permettait d'annuler l'inclinaison de deuxième ordre programmé 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.

La résine composite Transbond XT® (expiration : Février 2008) 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 ( 0,019" x 0,025" ou 0,021" x 0,025" ).

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

Les boîtiers SPEED®, SmartClip®, Damon3® et InOvation® 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 .

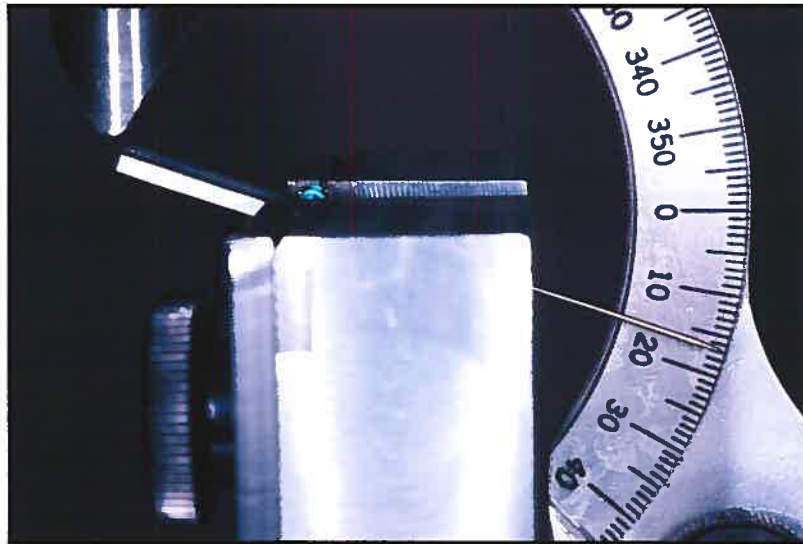
Bien que plus performantes cliniquement, les ligatures métalliques représentaient ici une source de variation importante, justifiant leur exclusion pour ce projet de recherche. De plus, l'inconvénient majeur des ligatures élastomériques, c'est-à-dire leur dégradation importante dans les premières 24 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 4.17) 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.

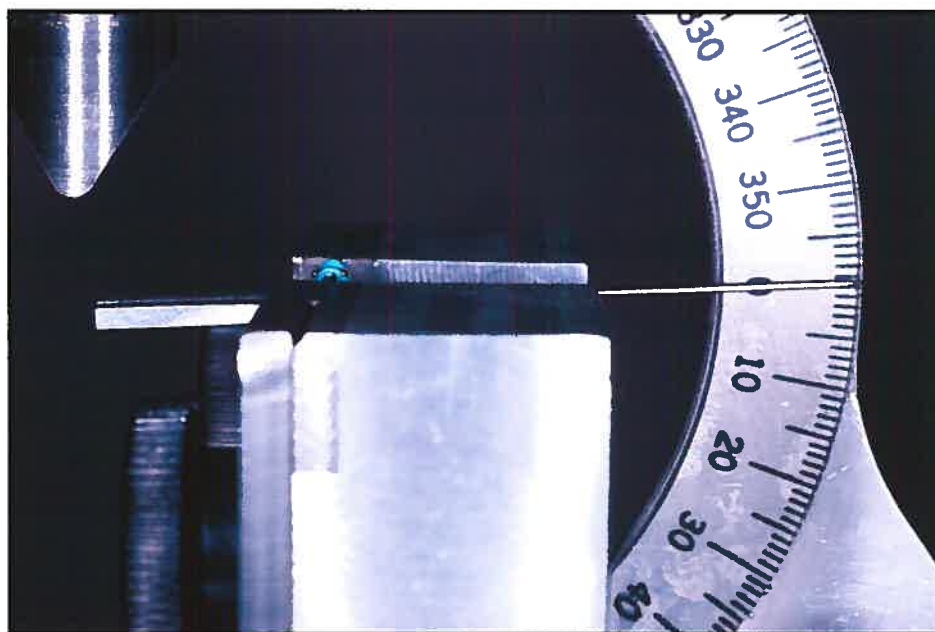
Les échantillons étaient jumelés au montage par l'insertion du fil dans les mors de la portion en « U » , voir figure 4.19. Le serrement des deux parois contre le fil, engendrait le positionnement de l'échantillon de telle façon que l'aiguille incorporée à la plaquette nous indiquait, sur un rapporteur d'angle, le torque exprimé par l'agencement fil-boîtier, figure 4.19.





*Figure 4.19 : Exemple d'échantillon jumelé au montage.*

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 4.20.



*Figure 4.20 : 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 à 16,3mm. Finalement, lorsque l'aiguille de la plaquette indiquait zéro degré au rapporteur d'angle, la poussée (descente) de l'Instron était arrêtée. Du même coup, la mesure de la force nécessaire était enregistrée automatiquement.

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 0,019" x 0,025" SS et cent cinquante ( 150 ) autres tests avec les fils 0,021" x 0,025" SS.

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 ».

#### **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 : il existe une différence dans l'expression des forces de torsion entre les boîtiers testés dans cette étude.

La deuxième hypothèse de recherche est : il existe une différence dans l'expression des forces de torsion entre les deux fils intéressés dans cette étude. Afin de confirmer ou d'infirmer ces hypothèses de recherche, nous avons procédé à différents tests statistiques.

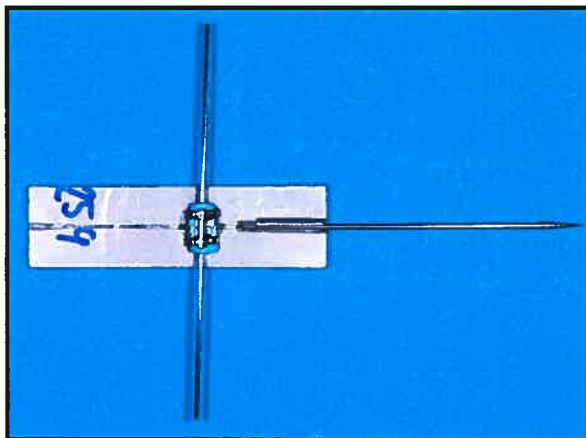
Pour les deux groupes de fils, des tests de comparaison « t » de Student ont été utilisés pour vérifier s'il existe une différence statistiquement significative entre les deux dimensions, pour chacun des dix modèles de boîtiers à l'étude.

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.

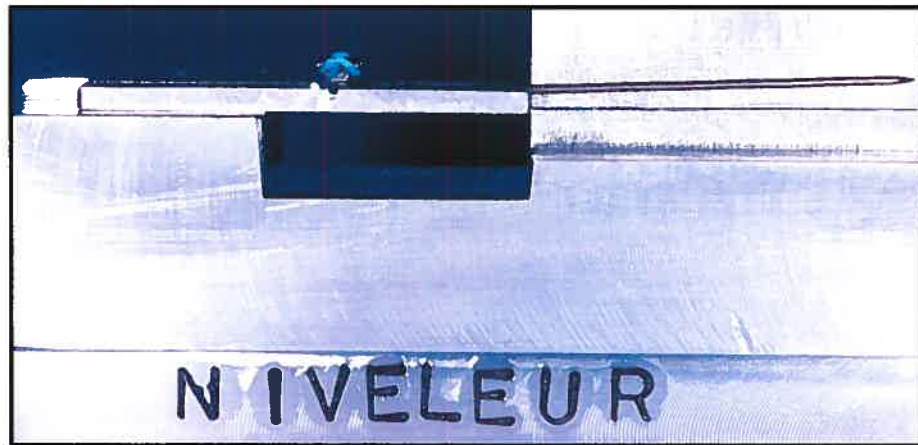
1. Lors du positionnement (collage) des boîtiers sur les plaquettes, il peut toujours y avoir quelques dixièmes de mm de différence d'un boîtier à l'autre.
2. Toujours lors du positionnement des boîtiers, il se peut que la lumière d'un boîtier ne soit pas exactement parallèle à la rainure horizontale de la plaquette. Cette erreur de manipulation a pour effet de ne pas annuler complètement le « tip » prescrit dans le boîtier, figure 4.20



*Figure 4.21 : 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. Certains modèles de boîtiers ne sont pas commercialisés avec la prescription de  $17^\circ$  de torque, pour ces derniers nous devons utiliser des boîtiers avec  $18^\circ$  de torque.
4. Certains modèles de boîtiers ne sont pas commercialisés avec la prescription de  $0^\circ$  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'erreurs potentielles.
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 4.21



*Figure 4.22 : Source d'erreur potentielle lors du nivelage de l'aiguille.*

## **CHAPITRE 5**

### **DESCRIPTION DES RÉSULTATS**

Le tableau XIV nous montre le facteur par lequel la force est multipliée lorsque, pour un même modèle de boîtier, nous passons d'un fil 0,019" x 0,025" SS à un fil 0,021" x 0,025" SS.

Fil 2 : 0,021" x 0,025" SS		
Boîtiers	Force (N)	Écart-type
<b>Autoligaturants</b>		
Damon 3	2,15	0,16
In-Ovation	2,29	0,36
Smartclip	2,05	0,19
Speed	1,66	0,23
<b>Esthétiques</b>		
Clarity	1,64	0,32
Ice	2,19	0,28
Mystiques	2,45	0,26
<b>Twins conventionnels</b>		
Mini Master LP	2,52	0,15
Omniarch	1,62	0,15
Victory	2,16	0,16

*Tableau XIII : Moyennes et écarts-types des forces délivrées (en Newtons) par les différents boîtiers à l'étude avec les fils 0,021" x 0,025" SS lors de l'expression des mouvements de torsion.*

Boîtiers	Fil 1 : SS 0,019" x 0,025"	Fil 2 : SS 0,021" x 0,025"	fil 2 / fil 1
<b>Autoligaturants</b>			
Damon 3	0,79	2,15	2,72
In-Ovation	1,00	2,29	2,29
Smartclip	0,63	2,05	3,25
Speed	0,86	1,66	1,93
<b>Esthétiques</b>			
Clarity	0,26	1,64	6,31
Ice	0,90	2,19	2,43
Mystique	0,67	2,45	3,66
<b>Twins conventionnels</b>			
Omniarch	0,59	1,62	2,75
Mini Master LP	1,15	2,52	2,19
Victory	0,75	2,16	2,88

Tableau XIV : Ratio des forces fil 2 / fil 1. Fil 1 = 0,019" x 0,025" SS. Fil 2 = 0,021" x 0,025" SS



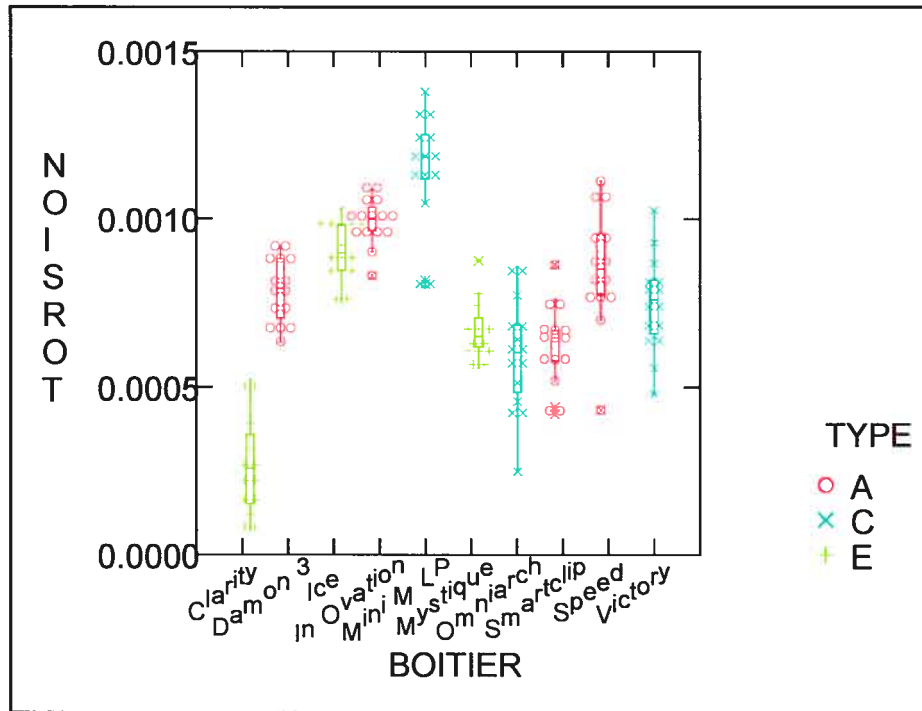


Figure 5.1 : Force (en KiloNewtons) exprimée par les différents boîtiers lors des mouvements de torsion. Fil utilisé; 0,019" x 0,025" SS.

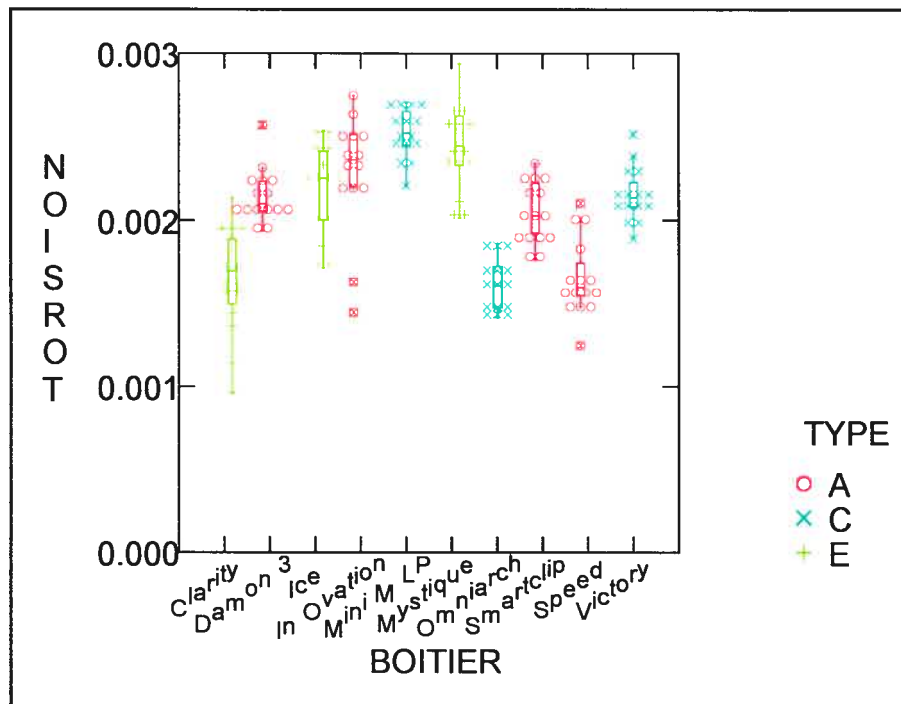


Figure 5.2 : Force (en KiloNewtons) exprimée par les différents boîtiers lors des mouvements de torsion. Fil utilisé; 0,021" x 0,025" SS.

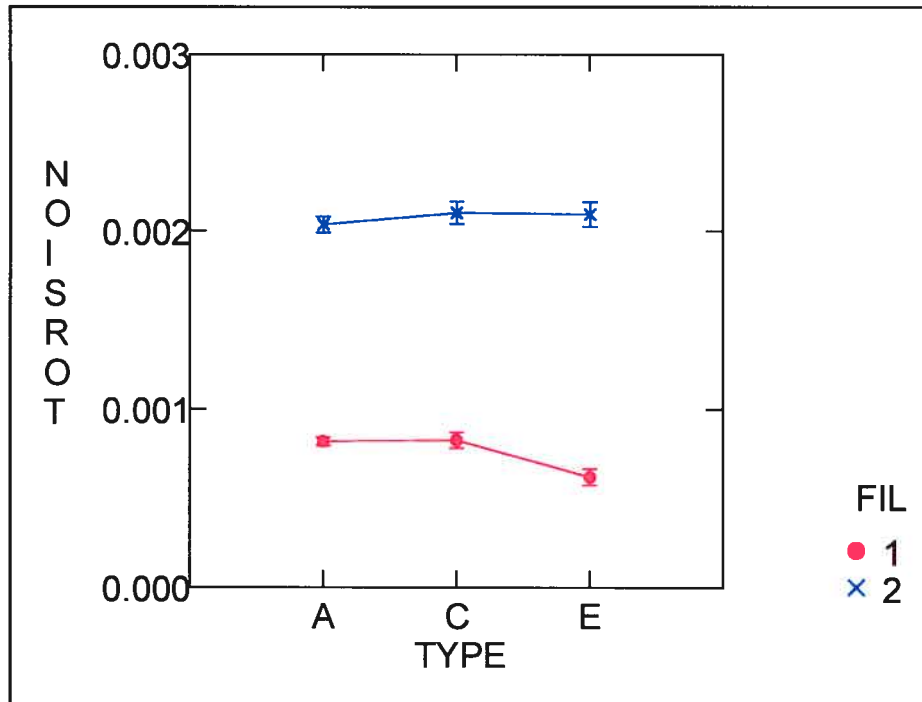


Figure 5.3 : Force moyenne (en KiloNewtons) exprimée lors des mouvements de torsion, pour chaque type de boîtier à l'étude. Fil 1 = 0,019" x 0,025" SS. Fil 2 = 0,021" x 0,025" SS.

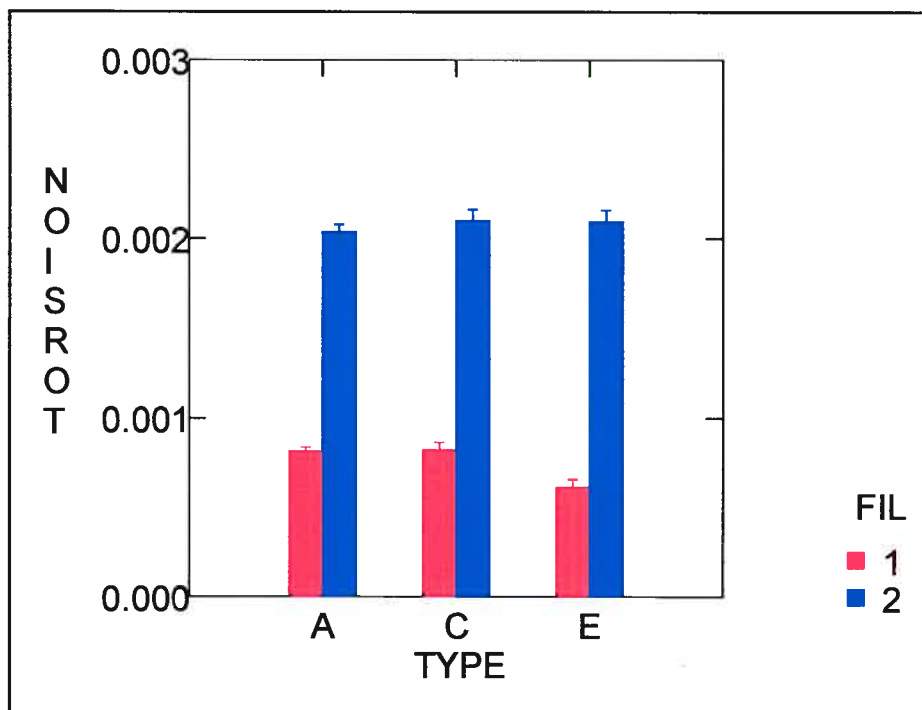


Figure 5.4 : Force moyenne (en KiloNewtons) exprimée lors des mouvements de torsion, pour chaque type de boîtier à l'étude. Fil 1 = 0,019" x 0,025" SS. Fil 2 = 0,021" x 0,025" SS.

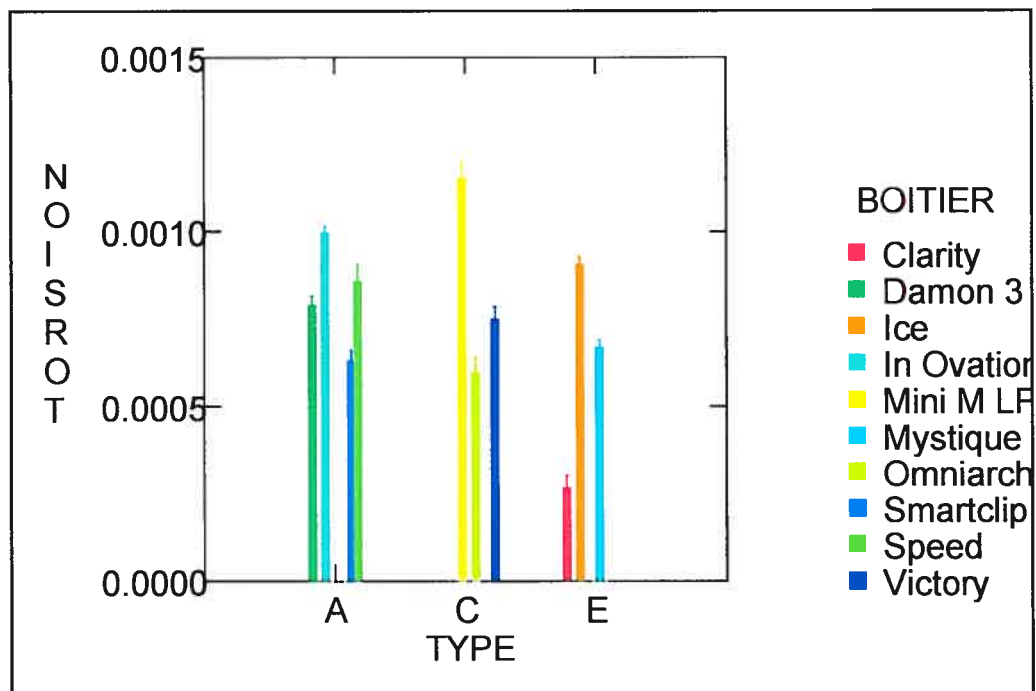


Figure 5.5 : Force (en KiloNewtons) exprimée par les boîtiers des différentes catégories, lors des mouvements de torsion. A; Autoligaturants, C; Twins conventionnels, E; Esthétiques. Fil utilisé; 0,019" x 0,025" SS.

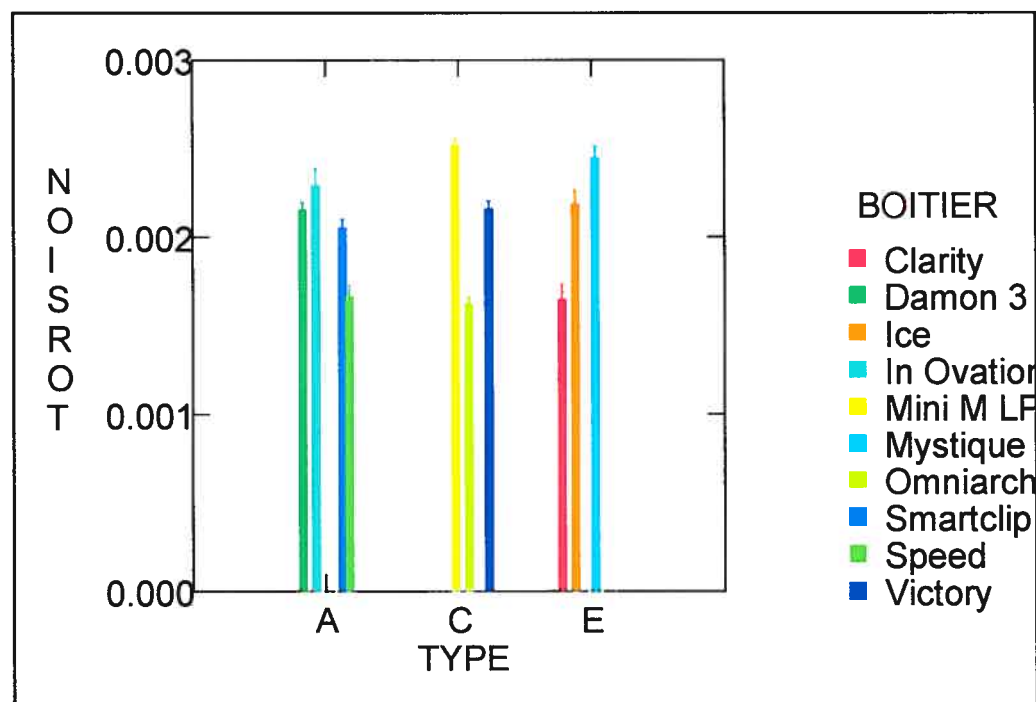


Figure 5.6 : Force (en KiloNewtons) exprimée par les boîtiers des différentes catégories, lors des mouvements de torsion. A; Autoligaturants, C; Twins conventionnels, E; Esthétiques. Fil utilisé; 0,021" x 0,025" SS.

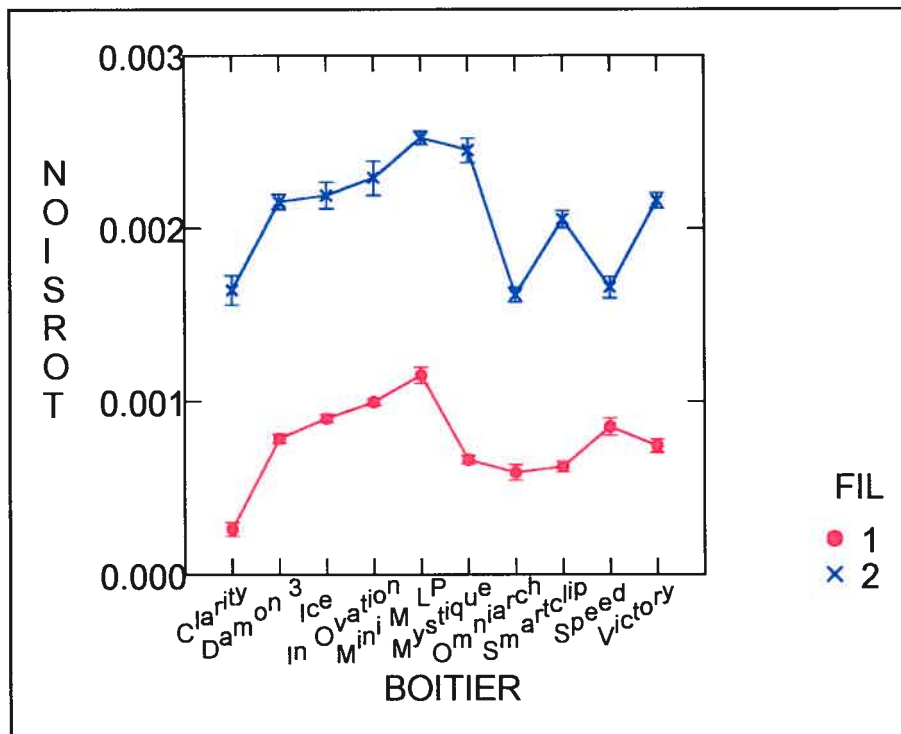


Figure 5.7 : Comparaison, entre les deux dimensions de fils, de la force délivrée (en KiloNewton) lors des mouvements de torsion, pour chaque type de boîtier.  
 Fil 1 : 0,019" x 0,025" SS. Fil 2 : 0,021" x 0,025" SS.

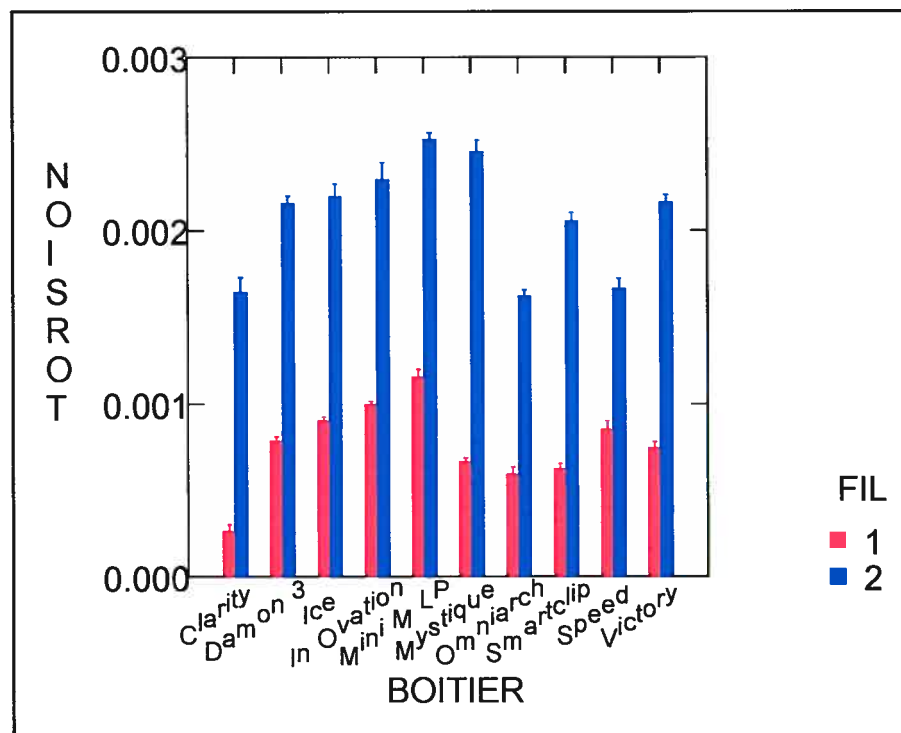


Figure 5.8 : Comparaison, entre les deux dimensions de fils, de la force délivrée (en KiloNewton) lors des mouvements de torsion, pour chaque type de boîtier.  
 Fil 1 : 0,019" x 0,025" SS. Fil 2 : 0,021" x 0,025" SS.

## 5.2 Variation entre les types de boîtiers

Pour les deux fils; 0,019" x 0,025" SS et 0,021" x 0,025" SS, l'analyse de variance (ANOVA) à une variable indépendante, nous permet d'évaluer s'il existe une différence statistiquement significative, dans l'expression des forces lors des mouvements de torsion entre les types de boîtiers à l'étude: autoligaturants, esthétiques et "twin" conventionnels.

### 5.2.1 Fils 0,019" x 0,025" SS

L'analyse de variance ( ANOVA ) à une variable indépendante pour le fil 0,019" x 0,025" SS, nous indique qu'il existe une différence entre les types de boîtiers dans l'expression des forces lors de mouvements de torsion. Par la suite, des tests complémentaires (Tukey HSD) nous permettent de faire ressortir des sous-groupes homogènes, dont  $p < 0,05$  lorsque les échantillons sont pris deux à deux (tableau XV). En d'autres mots, il n'y a pas de différence statistiquement significative entre les valeurs d'une même colonne du tableau XV, donc à l'intérieur d'un même sous-groupe, (figure 5.3)

Fil 1 : 0,019" x 0,025 " SS			
Type de boîtiers	N	Sous-groupes	
		1	2
Esthétiques	43	0,6181	
Autoligaturants	59		0,8162
Twins conventionnels	44		0,824

**Tableau XV : Sous-groupes homogènes des types de boîtiers, avec des fils 0,019" x 0,025" SS. Les valeurs représentent la force moyenne en Newtons.**

### 5.2.2 Fil 0,021" x 0,025" SS

La même démarche statistique nous informe qu'il n'existe aucune différence entre les types de boîtiers lorsque les tests sont réalisés avec des fils d'acier inoxydable de coupe transversale 0,021" x 0,025" SS, tableau XVI, (figure 5.3)

Fil 2 : 0,021" x 0,025" SS		
Type de boîtiers	N	Sous-groupes
		1
Autoligaturants	59	2,035
Esthétiques	44	2,091
Twins conventionnels	45	2,099

*Tableau XVI : Sous-groupes homogènes des types de boîtiers, avec des fils 0,021" x 0,025" SS. Les valeurs représentent la force moyenne en Newtons.*

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

### 5.3.1 Boîtiers autoligaturants

L'analyse de variance ( ANOVA ) à une variable indépendante pour le type de boîtier autoligaturants, nous informe que la force exprimée lors des mouvements de torsion, diffère selon le modèle de boîtier (Speed, SmartClip, In-Ovation et Damon 3) , et ce pour les deux fils utilisés dans le cadre de cette étude ( 0,019" x 0,025" SS et 0,021" x 0,025" SS ).

Suite à l'analyse de variance à une variable indépendante, la méthode post hoc Tukey HSD a permis de faire ressortir des sous-groupes homogènes, c'est-à-dire dont  $p < 0,05$  lorsque les échantillons sont pris deux à deux dans un sous-groupe.

Autrement dit, 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.

En ce sens, le tableau XVII dresse la liste des sous-groupes avec l'utilisation d'un fil 0,019" x 0,025" SS et le tableau XVIII, lors de l'utilisation d'un fil 0,021" x 0,025" SS.

Fil 1 : 0,019" x 0,025" SS				
Boîtiers autoligaturants	N	Sous-groupes		
		1	2	3
SmartClip	15	0,6281		
Damon 3	15		0,7877	
Speed	14		0,8554	
In-Ovation	15			0,9962

*Tableau XVII : : Sous-groupes homogènes des modèles de boîtiers autoligaturants, avec des fils 0,019" x 0,025" SS. Les valeurs représentent la force moyenne en Newtons.*

Fil 2 : 0,021" x 0,025" SS			
Boîtiers autoligaturants	N	Sous-groupes	
		1	2
Speed	15	1,661	
SmartClip	15		2,053
Damon 3	15		2,153
In-Ovation	14		2,289

*Tableau XVIII : : Sous-groupes homogènes des modèles de boîtiers autoligaturants, avec des fils 0,021" x 0,025" SS. Les valeurs représentent la force moyenne en Newtons.*

### 5.3.2 Boîtiers esthétiques

L'analyse de variance (ANOVA) à une variable indépendante pour le type de boîtiers esthétiques, nous informe que la force exprimée lors des mouvements de torsion, diffère selon le modèle de boîtier (Clarity, Ice, Mystique), et ce pour les deux fils utilisés dans le cadre de cette étude (0,019" x 0,025" SS et 0,021" x 0,025" SS).

Suite à l'analyse de variance à une variable indépendante, la méthode post hoc Tukey HSD a permis de faire ressortir des sous-groupes homogènes, c'est-à-dire dont  $p < 0,05$  lorsque les échantillons sont pris deux à deux dans un sous-groupe. Autrement dit, 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. En ce sens, le tableau XIX dresse la liste des sous-groupes des boîtiers esthétiques, avec l'utilisation d'un fil 0,019" x 0,025" SS et le tableau XX lors de l'utilisation d'un fil 0,021" x 0,025" SS.

Fil 1 : 0,019" x 0,025" SS				
Modèles de boîtiers esthétiques	N	Sous-groupes		
		1	2	3
Clarity	14	0,2638		
Mystique	14		0,6669	
Ice	15			0,9032

**Tableau XIX : Sous-groupes homogènes des modèles de boîtiers esthétiques, avec des fils 0,019" x 0,025" SS. Les valeurs représentent la force moyenne en Newtons.**

Fil 2 : 0,021" x 0,025" SS				
Modèles de boîtiers esthétiques	N	Sous-groupes		
		1	2	3
Clarity	15	1,6434		
Ice	14		2,1888	
Mystique	15			2,4491

**Tableau XX : Sous-groupes homogènes des modèles de boîtiers esthétiques, avec de fils 0,019" x 0,025" SS. Les valeurs représentent la force moyenne en Newtons.**



### 5.3.3 Boîtiers twins conventionnels

L'analyse de variance (ANOVA) à une variable indépendante pour les boîtiers de type twin conventionnel, nous informe que la force exprimée lors des mouvements de torsion, diffère selon le modèle de boîtier (Victory, Omniarch, MiniMaster LP) et ce, pour les deux fils utilisés dans le cadre de cette étude (0,019" x 0,025" SS et 0,021" x 0,025" SS).

Suite à l'analyse de variance à une variable indépendante, la méthode post hoc Tukey HSD a permis de faire ressortir des sous-groupes homogènes, c'est-à-dire dont  $p < 0,05$  lorsque les échantillons sont pris deux à deux dans un sous-groupe. Autrement dit, 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. En ce sens, le tableau XXI dresse la liste des sous-groupes des boîtiers twins conventionnels, avec l'utilisation d'un fil 0,019" x 0,025" SS et le tableau XXII lors de l'utilisation d'un fil 0,021" x 0,025" SS.

Fil 1 : 0,019" x 0,025" SS				
Modèles de boîtiers Twins conventionnels	N	Sous-groupes		
		1	2	3
Omniarch	15	0,5948		
Victory	15		0,7467	
Mini Master LP	14			1,1523

Tableau XXI : Sous-groupes homogènes des modèles de boîtiers "twin" conventionnels, avec des fils 0,019" x 0,025" SS. Les valeurs représentent la force moyenne en Newtons.

Fil 2 : 0,021" x 0,025" SS				
Modèles de boîtiers Twins conventionnels	N	Sous-groupes		
		1	2	3
Omniarch	15	1,6163		
Victory	15		2,1606	
Mini Master LP	15			2,5201

Tableau XXII : Sous-groupes homogènes des modèles de boîtiers "twin" conventionnels, avec des fils 0,021" x 0,025" SS. Les valeurs représentent la force moyenne en Newtons.

#### **5.4 Variation entre les dix (10) modèles de boîtiers à l'étude.**

L'analyse de variance (ANOVA) à une variable indépendante pour les dix modèles de boîtiers à l'étude, nous informe que la force exprimée lors des mouvements de torsion, diffère selon le modèle de boîtier et ce, pour les deux fils utilisés dans le cadre de cette étude (0,019" x 0,025" SS et 0,021" x 0,025" SS).

Suite à l'analyse de variance à une variable indépendante, la méthode post hoc Tukey HSD a permis de faire ressortir des sous-groupes homogènes, c'est-à-dire dont  $p < 0,05$  lorsque les échantillons sont pris deux à deux dans un sous-groupe. Autrement dit, 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. En ce sens, le tableau XXIII dresse la liste des sous-groupes de boîtiers, avec l'utilisation d'un fil 0,019" x 0,025" SS et le tableau XXIV, lors de l'utilisation d'un fil 0,021" x 0,025" SS.

Avec ces résultats, nous pouvons tenter d'extrapoler des agencements "fils / boîtiers" performants en ce qui a trait à l'expression des forces de torsion. Nous reviendrons sur ce sujet lors de la discussion des résultats.

Fil 1 : 0,019" x 0,025" SS					
Boîtiers	N	Sous-groupes			
		1	2	3	4
Clarity	14	0,2638			
Omniarch	15		0,5948		
SmartClip	15		0,6281		
Mystique	14		0,6669	0,6669	
Victory	15		0,7467	0,7467	0,7467
Damon 3	15			0,7877	0,7877
Speed	14				0,8554
Ice	15				
In-Ovation	15				
Mini Master	14				
		5	6	7	
Clarity					
Omniarch					
SmartClip					
Mystique					
Victory					
Damon 3		0,7877			
Speed		0,8554	0,8554		
Ice		0,9032	0,9032		
In-Ovation			0,9962		
Mini Master				1,1523	

**Tableau XXIII :** Sous-groupes homogènes de modèles de boîtiers, avec des fils 0,019" x 0,025" SS. Les valeurs représentent la force moyenne en Newtons.

Fil 2 : 0,021" x 0,025" SS					
Boîtiers	N	Sous-groupes			
		1	2	3	4
Omniarch	15	1,6163			
Clarity	15	1,6434			
Speed	15	1,661			
SmartClip	15		2,0534		
Damon 3	15		2,1537		
Victory	15		2,1606		
Ice	14		2,1888	2,1888	
In-Ovation	14		2,2891	2,2891	2,2891
Mystique	15			2,4491	2,4491
Mini Master	15				2,5201

**Tableau XXIV :** Sous-groupes homogènes de modèles de boîtiers, avec des fils 0,021" x 0,025" SS. Les valeurs représentent la force moyenne en Newtons.

### 5.5 Variation entre les coupes transversales des fils d'acier inoxydable.

Pour vérifier s'il existe une différence statistiquement significative dans l'expression des forces lors des mouvements de torsion, entre les deux coupes transversales des fils d'acier inoxydable, un test de comparaison « t » de Student pour deux groupes a été utilisé. En ce sens, pour chaque modèle de boîtier à l'étude, nous avons comparé les forces exprimées lors des mouvements de torsion selon les deux fils (0,019" x 0,025" SS et 0,021" x 0,025" SS). La valeur « p » retenue comme seuil significatif est de 0,05. Le tableau XXV démontre que pour chacun des modèles de boîtiers à l'étude, il existait une différence statistiquement significative entre les deux fils.

Boîtiers	Force moyenne (N)		Valeur "p"
	0,019" x 0,025" SS	0,021" x 0,025" SS	
Clarity	0,26	1,64	< 0,001
Mystique	0,67	2,45	< 0,001
Ice	0,9	2,19	< 0,001
SmartClip	0,63	2,05	< 0,001
Damon 3	0,79	2,15	< 0,001
Speed	0,86	1,66	< 0,001
In-Ovation	1	2,29	< 0,001
Omniarch	0,59	1,62	< 0,001
Victory	0,75	2,16	< 0,001
Mmaster LP	1,15	2,52	< 0,001

*Tableau XXV : Valeurs « p » obtenues par tests de comparaison « t » de Student entre les fils 0,019" x 0,025" SS et 0,021" x 0,025" SS, pour les dix modèles de boîtiers à l'étude.*

## **CHAPITRE 6**

### **DISCUSSION DES RÉSULTATS**

## 6. DISCUSSION DES RÉSULTATS

---

Tout d'abord, mentionnons que la reproductibilité des résultats expérimentaux démontre que la méthodologie mise au point est suffisamment précise. En effet, les figures 5.1 et 5.2 sont caractérisées par un regroupement relativement serré des résultats, jumelé à des écarts-types faibles, et ce pour chaque modèle de boîtiers à l'étude.

### 6.1 Variations entre les types de boîtiers

Pour les fils 0,019" x 0,025" SS, il existe, de façon générale, une différence entre les types de boîtiers à l'étude. Par contre, deux sous-groupes homogènes coexistent. En effet, les boîtiers autoligaturants et les boîtiers twins conventionnels se comportent de façon semblable, c'est-à-dire, qu'ils font partie du même sous-groupe. Par ailleurs, les boîtiers esthétiques performant moins bien, en moyenne, en ce qui a trait aux forces délivrées lors des mouvements de torsion, voir figures 5.3 et 5.4.

Pour les fils 0,021" x 0,025" SS, les trois types de boîtiers à l'étude se comportent de façon équivalente quant aux forces exprimées lors des mouvements de torsion, voir figures 5.3 et 5.4.

Bien qu'intéressants, ces résultats demeurent généraux, puisqu'il s'agit de moyennes au sein d'un même type de boîtiers. Nous voulions justement évaluer si ces différents types de boîtiers (autoligaturants, esthétiques et twins conventionnels) offraient des performances semblables ou tout à fait différentes.

La prochaine section nous donne des résultats plus spécifiques quant aux modèles de boîtiers à l'intérieur des catégories (types).

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

### 6.2.1 *Les boîtiers autoligaturants*

Avec les fils 0,019" x 0,025" SS, les boîtiers SmartClip® sont les moins performants quant aux forces exprimées lors des mouvements de torsion (tableau XVII). Le caractère passif du mécanisme autoligaturant pourrait expliquer, du moins en partie, ces résultats. Par ailleurs, les boîtiers In-Ovation® avec leur système autoligaturant actif, sont les plus performants dans l'expression des mouvements de troisième ordre. Finalement, mentionnons que les boîtiers Speed® et Damon 3® forment un sous-groupe homogène. En effet, leur comportement est semblable, avec un niveau de performance les situant entre SmartClip® et In-Ovation® (tableau XVII et figure 5.5).

Ces résultats sont à la fois prévisibles et surprenants. En ce sens, il est prévisible qu'un système autoligaturant passif comme SmartClip® soit moins efficace qu'un système actif comme In-Ovation® dans l'expression des forces lors des mouvements de torsion. Ceci, bien entendu, grâce à l'efficacité de la portière active à pousser le fil contre les murs de la lumière du boîtier. Par ailleurs, que Speed® (actif) et Damon 3® (passif) forment un sous-groupe homogène est on ne peut plus surprenant.

La configuration même de la lumière des boîtiers peut évidemment avoir un impact. Cependant, la compagnie Strite Industries, fabricant des boîtiers Speed®, a justement modifié la configuration de la lumière de ses boîtiers, en augmentant la longueur du mur gingival pour les antérieures supérieures. Cette modification visait précisément l'amélioration de l'expression des mouvements de torsion programmés dans les boîtiers. On se serait donc attendu, à ce que Speed® et In-Ovation®, forment un sous-groupe homogène. Mais, les données expérimentales nous fournissent d'autres conclusions.

Avec les fils 0,021" x 0,025" SS , le comportement des quatre modèles de boîtiers se répartit en deux sous-groupes homogènes (tableau XVIII). Dans ces conditions expérimentales, c'est le boîtier Speed® qui est le moins performant en ce qui a trait aux forces exprimées lors des mouvements de troisième ordre. Alors, SmartClip® , Damon 3® et In-Ovation® ont tous un comportement semblable dans l'expression des mouvements de torsion. Ici aussi, la composition des sous-groupes homogènes peut nous laisser perplexes. En fait, nous nous serions attendus à ce que les systèmes autoligaturants soient regroupés selon leur mode de fonctionnement. En ce sens, Speed® et In-Ovation®, avec leurs systèmes actifs auraient formé un sous-groupe homogène et SmartClip® et Damon 3® , avec leurs systèmes passifs, en auraient formé un autre (tableau XVIII et figure 5.6).

L'explication de ces résultats expérimentaux provient peut-être (il faudrait d'autres projets de recherche pour le confirmer) de l'efficacité des portières actives avec les fils rectangulaires de gros calibre ( 0,021" x 0,025" SS ). Une simple observation macroscopique nous permet de constater que la portière active des boîtiers In-Ovation® est beaucoup plus grande que la portière des boîtiers Speed®. Il serait intéressant de mettre sur pied des projets de recherche visant à enregistrer les niveaux de force déployés par les systèmes de portière active. Les résultats nous indiqueraient peut-être qu'un fil 0,021" x 0,025" SS n'est pas très efficace avec les boîtiers Speed®, puisque la portière ne génère pas suffisamment d'énergie pour provoquer un déplacement dentaire optimal.

Deux points se doivent absolument d'être soulignés ici. Premièrement, les boîtiers In-Ovation® ne sont pas commercialisés avec une prescription de torque à 17°. Alors, nous avons été dans l'obligation d'utiliser une prescription de torque à 18°. Bien que minime, cette variation de 1° peut avoir eu un impact significatif sur les forces délivrées lors des mouvements de torsion. Deuxièmement, les portières des boîtiers In-Ovation® sont en acier inoxydable tandis que les portières des boîtiers Speed® sont en nickel-titane (NiTi).



Cette différence dans la composition métallurgique du système actif pourrait, du moins en partie, expliquer les performances supérieures du boîtiers In-Ovation® par rapport au boîtier Speed®.

### **6.2.2 Les boîtiers esthétiques**

Avec les fils 0,019" x 0,025" SS , les trois modèles de boîtiers forment trois sous-groupes différents (tableau XIX). En ce sens, en ordre croissant de performance dans les forces enregistrées lors des mouvements de torsion, on retrouve ; Clarity®, Mystique® et finalement Ice®, (figure 5.5)

Avec les fils 0,021" x 0,025" SS, les trois modèles de boîtiers se répartissent aussi en trois sous-groupes différents (tableau XX). Par contre, un phénomène intéressant se produit. En effet, les boîtiers Mystique® deviennent plus performants que les boîtiers Ice® , lorsque l'on passe d'un fil 0,019" x 0,025" SS à un 0,021" x 0,025" SS. Alors, en ordre croissant de performance, on retrouve ; Clarity®, Ice® et Mystique®, (figure 5.6)

Plusieurs variables pourraient être investiguées afin d'élucider ces résultats expérimentaux. Tout d'abord, Clarity® est le seul des trois modèles à contenir un "insert" métallique dans sa lumière. Bien que cet "insert" soit fusionné au boîtier et non seulement encastré sous pression, il semble diminuer les performances de ce boîtier dans l'expression des forces de troisième ordre. Le fait d'ajouter une pièce augmente-t-il la marge d'erreur dans la dimension de la lumière ? D'autres études devraient être réalisées pour tenter de répondre à ces questions.

Pour expliquer l'inversion des boîtiers Ice® et Mystique® ,il faudrait peut-être chercher davantage du côté de la composition et des procédés de fabrication. En effet, les boîtiers Ice® sont composés de monocristallin d'oxyde d'aluminium et d'oxyde de zirconium pour le "mesh pad".

Contrairement aux polycristallins, les monocristallins semblent plus susceptibles aux microfractures. En ce sens, lorsque soumis à des forces de torsion plus importantes (avec le fil 0,021" x 0,025" SS) des microfractures se sont peut-être propagées dans les boîtiers Ice® , diminuant significativement leurs performances quant aux forces délivrées lors des mouvements de torsion.

### **6.2.3 Les boîtiers twins conventionnels**

Avec les fils 0,019" x 0,025" SS, les trois modèles de boîtiers forment trois sous-groupes différents, (tableau XXI). En ordre croissant de performance, dans les forces enregistrées lors des mouvements de torsion, on retrouve ; Omniarch® , Victory® et Minimaster LP, (figure 5.5).

Pour ce type de boîtiers, on observe un scénario plus prévisible dans les résultats expérimentaux, lorsque l'on passe d'un fil 0,019" x 0,025" SS à un 0,021" x 0,025" SS. En effet, l'ordre croissant de performance dans les forces enregistrées demeure le même, (figure 5.6). Alors, que ce soit avec l'un ou l'autre des fils rectangulaires utilisés dans cette étude, les boîtiers Omniarch® sont les moins performants, suivis des boîtiers Victory® et finalement, les boîtiers Minimaster LP® sont de loin les plus performants dans l'expression des mouvements de troisième ordre, (tableaux XXI et XXII).

Aussi, dans cette section de l'expérimentation, les trois modèles de boîtiers avaient des prescriptions de torque à 17°. Les trois modèles de boîtiers étaient ligaturés exactement de la même façon, soit avec les ligatures élastomériques de la compagnie TP Orthodontics. De plus, les trois modèles de boîtiers sont fabriqués avec le même matériau (acier inoxydable) et ont tous des configurations semblables. On comprend donc, que les boîtiers twins, selon notre modèle expérimental, ont un comportement plus prévisible, selon la grosseur de fil utilisé, en ce qui a trait aux forces délivrées lors des mouvements de troisième ordre.

Évidemment, l'absence de mécanisme autoligaturant élimine les possibilités d'un changement de comportement en fonction de la coupe transversale des fils.

Aussi, contrairement aux boîtiers de porcelaine, mono ou polycristallins, le métal élimine les risques de microfractures qui contribuent à diminuer l'efficacité d'un boîtier dans l'expression des mouvements de troisième ordre.

### **6.3 Variations entre les dix modèles de boîtiers à l'étude.**

Lorsque, pour les dix modèles de boîtiers à l'étude, on dresse un ordre croissant de performance dans les forces enregistrées lors des mouvements de torsion, on observe que la composition des sous-groupes, est complètement indépendante du type de boîtiers, c'est-à-dire, qu'ils soient autoligaturants, twins conventionnels ou esthétiques, (tableau XXIII).

On peut aussi observer, qu'en passant des fils 0,019" x 0,025" SS à des fils 0,021" x 0,025" SS, le comportement des boîtiers se ressemblent davantage, allant de 7 à 4 sous-groupes homogènes, (tableau XXIV). Il serait intéressant de voir si avec des fils 0,022" x 0,028" SS, le comportement se serait regroupé davantage.

Avec les fils 0,019" x 0,025" SS, on observe que le modèle de boîtier le moins performant est Clarity®. À l'autre extrémité, le plus performant est le Minimaster LP®. Entre ces deux extrêmes, les boîtiers se répartissent en cinq sous-groupes homogènes, voir tableau XXIV. En effet, on peut dire que ; Omniarch® , SmartClip® , Mystique® et Victory®, se comportent de façon semblable. De la même façon ; Mystique®, Victory® et Damon 3®, ont des comportements homogènes. Aussi , Victory®, Damon 3® et Speed® performent de la même façon dans l'expression des forces de torsion. De plus, Damon 3®, Speed® et Ice® sont semblables. Finalement, Speed®, Ice® et In-Ovation® transmettent les forces de torsion de façon uniforme. On comprend donc, que la présence d'un modèle de boîtier dans un sous-groupe n'est pas exclusive.

En effet, un modèle de boîtier peut se retrouver dans plusieurs sous-groupes homogènes, ( tableau XXIII ).

Avec les fils 0,021" x 0,025 SS" , les boîtiers les moins performants (dans le même sous-groupe homogène) sont ; Omniarch®, Clarity® et Speed®. Les boîtiers les plus performants sont ; In-Ovation®, Mystique® et Minimaster LP®. Deux sous-groupes intermédiaires viennent compléter le tableau. En effet, SmartClip®, Damon 3®, Victory®, Ice® et In-Ovation® se comportent de façon équivalente dans l'expression des mouvements de troisième ordre. Aussi, Ice®, In-Ovation® et Mystique® forment un sous-groupe homogène, (tableau XXIV).

#### **6.4 Variations entre les coupes transversales des fils d'acier inoxydable**

Ici, les résultats sont tout à fait prévisibles. Les tests de comparaison « t » de Student démontrent clairement qu'il existe une différence statistiquement significative (  $p < 0,001$  ) dans les forces délivrées lors des mouvements de torsion et ce pour chaque modèle de boîtiers à l'étude (tableau XXV).

Le but de ces tests comparatifs entre les deux coupes transversales était principalement d'évaluer le ratio des forces entre les deux fils : 0,021" x 0,025" SS / 0,019" x 0,025" SS. Le tableau XV nous démontre que pour les boîtiers Clarity®, la force moyenne délivrée lors des mouvements de troisième ordre passe de 0,26 Newton avec un fil 0,019" x 0,025" SS à 1,64 Newton avec un fil 0,021" x 0,025" SS, soit une augmentation d'un facteur de 6,31. Par ailleurs, pour les boîtiers Speed®, ce facteur n'est que de 1,93.

On pourrait donc, à partir du tableau XV, tenter d'établir des combinaisons fil/boîtier performantes. En ce sens, il semble évident que, sous nos conditions expérimentales, les boîtiers Clarity® performent beaucoup mieux, dans l'expression des forces lors des mouvements de torsion, lorsqu'ils sont jumelés à

des fils de plus gros calibre ( 0,021" x 0,025" SS ). Le même raisonnement s'applique aux boîtiers SmartClip® et Mystique®.

Par contre, pour les boîtiers Speed®, bien que les forces délivrées lors des mouvements de torsion soient plus grandes avec un fil 0,021" x 0,025" SS par rapport à un fil 0,019" x 0,025" SS, le ratio est beaucoup plus petit (1,93) que pour les boîtiers Clarity® (6,31) .

### 6.5 Modèles de boîtiers les plus performants pour chacune des catégories

Le tableau XXVI permet de visualiser, pour chacune des catégories et en fonction de la coupe transversale du fil, le(s) modèle(s) de boîtier les plus performants dans l'expression des forces lors des mouvements de troisième ordre.

Types de boîtiers	Modèle(s) le(s) plus performant(s)	
	0,019" x 0,025" SS	0,021" x 0,025" SS
Autoligaturants	In-Ovation	SmartClip - Damon3 -In-Ovation
Esthétiques	Ice	Mystique
Twins	Minimaster LP	Minimaster LP

*Tableau XXVI : Modèles de boîtiers les plus performants, pour chacune des catégories (types)*

**CHAPITRE 7**

**CONCLUSIONS**

## 7. CONCLUSION

---

- Nos résultats démontrent que, dans l'expression des mouvements de torsion, les boîtiers autoligaturants et twins conventionnels se comportent, en moyenne, de façon équivalente, lorsque les fils 0,019" x 0,025" SS sont utilisés. Avec le même type de fil, les boîtiers esthétiques sont moins performants.
- Avec les fils 0,021" x 0,025" SS , les trois types de boîtiers se comportent, en moyenne, de façon équivalente, en ce qui a trait aux forces délivrées lors de l'expression des mouvements de troisième ordre.
- Dans la catégorie des boîtiers autoligaturants, In-Ovation sont les plus performants, lorsqu'utilisés avec les fils 0,019" x 0,025" SS.
- Avec les fils de plus gros calibres (0,021" x 0,025" SS) , la majorité des modèles de boîtiers ; SmartClip, Damon 3 et In-Ovation, se comportent de façon équivalente dans l'expression des forces en torsion. Par ailleurs, Speed offre les moins bonnes performances à ce niveau.
- Dans la catégorie des boîtiers esthétiques, Clarity donne les moins bons résultats dans les mouvements de torsion et ce, avec les deux dimensions de fils. Aussi, Ice offre les meilleures performances avec les fils 0,019" x 0,025" SS , pendant que Mystique est bon premier avec les fils de plus gros calibres (0,021" x 0,025" SS).
- Dans la catégorie des boîtiers twins conventionnels, l'ordre croissant de performance dans l'expression des forces lors des mouvements de torsion est : Omniarch, Victory et Minimaster LP, et ce peu importe la coupe transversale de fil utilisé.

- Lorsque les statistiques sont réalisées sur les dix modèles de boîtiers à l'étude, toutes catégories confondues, on remarque que la composition des sous-groupes homogènes n'est aucunement reliée aux types de boîtiers. En effet, certains sous-groupes sont composés de modèles faisant partie de tous les types de boîtiers (autoligaturants, esthétiques et twins conventionnels). De plus, aucun des sous-groupes n'est composé exclusivement du même type de boîtiers.
- Comme on pouvait s'y attendre, lorsque l'on augmente la coupe transversale d'un fil rectangulaire, la force délivrée lors de l'expression des mouvements de torsion augmente. Ce comportement se produit pour tous les modèles de boîtiers à l'étude.
- Finalement mentionnons, que l'objectif principal de cette étude est atteint. En effet, nous sommes en mesure de répondre aux deux hypothèses de recherche suivantes :
  - Les différents modèles de boîtiers orthodontiques testés dans cette étude, expriment différemment les forces délivrées lors des mouvements de troisième ordre : VRAI.
  - Les fils orthodontiques d'acier inoxydable, de coupes transversales différentes, testés dans cette étude, influencent différemment l'expression des forces délivrées lors des mouvements de troisième ordre : 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. Balut N, Klapper L, Sandrik J, Bowman D. Variations in bracket placement in the preadjusted orthodontic appliance. AJODO 1992 ; 102 : 62-67.
3. Bennett JC, McLaughlin RP. Orthodontic management of the dentition with the preadjusted appliance. Isis Medical Media, Oxford, p.4
4. Berger JL : The SPEED appliance : a 14-year update on this unique self-ligating orthodontic mechanism. AJODO 105 : 217-223, 1994.
5. Bishara SE. Textbook of Orthodontics. Saunders. Philadelphia, Pennsylvania 2001, 592p.
6. 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.
7. Brantley WA, Eliades T. Orthodontic Materials : Scientific and Clinical Aspects. Thieme Medical Publishers, 2001.
8. Brudvik P, Pygh P. Transition and determinants of orthodontic root resorption repair sequence. Eur J Orthod 1995; 17 : 177-88.
9. Carlson SK, Johnson E. Bracket positioning and resets : Five steps to align crowns and roots consistently. AJODO 2001 ; 119 : 76-80.

10. 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.
11. Creekmore TD. On torque. J Clin Orthod 1979;13 :305-310.
12. Creekmore TD, Kunik RL. Straight wire : The next generation. AJODO 1993 ; 104 : 8-20.
13. Davidovitch Z, De Angelis V. Variation in torque expression in preadjusted appliances. AJODO 2005 ;126 : 20 A.
14. 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.
15. Dellinger El. A scientific assessment of the straight-wire appliance. Am J Orthod 1978;73 : 290-9.
16. Dorbin RJ, Kamal IL, Musich DR. Load deformation characteristics of polycarbonate orthodontic brackets. AJO 1975;67 :24-33.
17. 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.
18. 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.

19. Flores DA. The fracture strenght of ceramic brackets : a comparative study. Master's Thesis. Loma Linda, California : Loma Linda University, 1988.
20. Germane N, Bentley B, Isaacson RJ, Revere JH. The morphology of canines in relation to preadjusted appliances. *Angle Ortho* 1986 ; 60 : 49-54.
21. Gianelly AA, Goldmann HM. Tooth movement. In biological basis of orthodontics. Philadelphia : Lea and Febiger ; 1971, p. 116-204.
22. Gianelly AA. Bidimensional Technique Theory And Practice. GAC International, Inc. 2000, 256p.
23. Gioka C, Eliades T. Materials-induced variation in torque expression of preadjusted appliances. *AJODO* 2004; 125 : 323-328.
24. Graber TM, Vanarsdall RL. Orthodontics : Current Principles and Techniques, 2<sup>nd</sup> edition, Mosby, St-Louis, 1994.
25. Graber TM, Vanarsdall RL. Orthodontics : Current Principles and Techniques, 3<sup>rd</sup> edition, Mosby, St-Louis, 2000.
26. Graber TM, Vanarsdall RL, Vig KWL. Orthodontics : Current Principles and Techniques, 4<sup>th</sup> edition, Mosby, St-Louis, 2005.
27. 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.
28. Hain M, Dhopatkar A, Rock P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. *AJODO* 2003; 123 :416-22.

29. Hanson H. Threshold force selection. In Speed User's guide 1997 : p 9-12.
30. Hixon EH, Atikian H, Callow GE, McDonald HW, Tracy RJ. Optimal force, differential force and anchorage. AJO 1969; 55 : 437-57.
31. 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.
32. Holt MH, Nanda RS, Duncanson MG. Fracture resistance of ceramic brackets during arch wire in torsion. AJODO 1991;99 : 287-93.
33. Isaacson RJ, Lindauer SL, Rubenstein LK. Moments with the edgewise appliance : Incisor torque control. AJODO 1993;103 : 428-38.
34. Isawaki LR, Haack JE, Nickel JC, Morton J. Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. AJODO 2000; 117 : 175-83.
35. 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.
36. Kapila S, Sachdeva R, Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. AJODO1989;96 : 100-109.
37. Kapur R, Sinha PK, Nanda SR. Comparison of load transmission and bracket deformation between titanium and stainless steel brackets. AJODO 1999;116 :275-8.

38. 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.
39. Kusy RP. Ongoing innovations in biomechanics and materials for the new millenium. *Angle Orthod* 2000; 70 : 366-376.
40. Kusy RP. Influence on binding of third-order torque to second-order angulation. *AJODO* 2004;125 :726-32.
41. Kusy RP. Influence of force systems on archwire-bracket combinations. *AJODO* 2005;127 : 333-42.
42. Lavoie F. Évaluation *in vitro* de la résistance au glissement des fils orthodontiques esthétiques en acier inoxydable. Mémoire de maîtrise, Montréal, Université de Montréal, 2005.
43. Lee WB. The force requirement for tooth movement part I : Tipping and bodily movement. *Aust Orthod* 1995;13 :238-248.
44. Lee WB. The force requirement for tooth movement part III : The pressure hypothesis tested. *Aust Orthod* 1996;14 :93-97.
45. 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.
46. 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.

47. McLaughlin RP, Bennett JC. Finishing with the preadjusted orthodontic appliance. *Sem Orthod* 2003; 9 : 165-183.
48. McLaughlin RP, Bennett JC, Trevesi JH. *Systemized Orthodontic treatment mechanics*. Mosby, 2001, 324p.
49. Meling TR, Odegaard J, Meling EO. On mechanical properties of square and rectangular stainless steel wires tested in torsion. *AJODO* 1997;111 : 310-20.
50. Mendes K, Rossouw PE. Friction : Validation of manufacturer's claim. *Sem Orthod* 2003;9 : 236-250.
51. Meyer M, Nelson G, Preadjusted edgewise appliances : Theory and practice. *AJODO* 1978 ; 73 :485-498.
52. 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.
53. Mitchell L. *An introduction to orthodontics*. Oxford University Press, Oxford, 233p, 1996.
54. Nanda R. *Biomechanics in clinical orthodontics*. Saunders, Philadelphia, Pennsylvania, 1997 : 332p.
55. Nanda R. *Biomechanics and Esthetic Strategies in Clinical Orthodontics*. Saunders, St-Louis, Missouri, 2005, 385p.
56. Nikolai RJ. On the application of engineering mechanics to the force and structural analysis of orthodontic appliances. *AJO* 1985;87 :253-5.

57. Nikolai RJ. Orthodontic Wire : A continuing evolution. Sem Orthod 1997;3 : 157-165.
58. Odegaard J, Segner D. Shear bond strenght of metal brackets compared with a new ceramic bracket. AJODO 1988;94 :201-6.
59. 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.
60. Owen AH. Torque in the base vs. Torque in the face. JCO 1991 Oct : 608-610.
61. 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.
62. Peck S. Orthodontic slot size : It's time to retool ( Guest Editorial ). Angle Orthodontist 2001;71 :329-30.
63. Picton DCA. Some implications of normal tooth mobility during mastication. Arch Oral Biol 1964; 9 : 565-73.
64. Piette E, Reyckler H. Traité de pathologies buccale et maxillofaciale. De boeck-Wesmael, Bruxelles, 197p, 1991.
65. Pizzoni L, Revnholt G, Melsen B : Frictional forces related to self-ligating brackets, Eur J Orthod 20 : 283-291, 1998.
66. Proffit WR. Contemporary Orthodontics, 3<sup>rd</sup> edition, Mosby, Saint Louis, Missouri, 2000.



67. Quinn RS, Yoshikawa DK. A reassessment of force magnitude in orthodontics. *AJO* 1985;88 : 252-60.
68. 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.
69. 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.
70. 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, 2003.
71. Ren Y, Malta JC, Van't Hof MA, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement. *AJODO* 2004; 125 : 71-7.
72. Ricketts RM . Bioprogressive therapy as an answer to orthodontic need. Part I. *AJO* 1976 ; 70 : 241-267.
73. Schwaninger B. Evaluation of the straight arch wire concept. *Am J Orthod* 1978;73 :290-0.
74. Siatkowski RE. Loss of anterior torque control due to variations in brackets slot and archwire dimensions. *JCO* 1999 sept : 508-510.
75. 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

76. Smith JR. Mechanical and clinical properties of new orthodontic alloy. J Balt Coll Dent Surg 1980; 34 : 1-3.
77. 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.
78. Steyn CL. Measurement of edgewise torque force *in vitro*. AJO 1977;71 : 565-73.
79. Storey E, Smith R. Force in orthodontics and its relation to tooth movement. Austr J Dent 1952;56 : 11-18.
80. Swartz CE, Miner T. Friction. Teaching Introductory Physics : A sourcebook 1996 : 87-100.
81. Taloumis LJ, Smith TM, Hondrum SO, Lorton L. Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures. AJODO 1997;111 :1-11.
82. Taylor NG, Cook PA. The reliability of positioning pre-adjusted brackets : an *in vitro* study. British Journal of Orthodontics 1992 ; 19 : 25-34.
83. 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.
84. Ugur T, Yukay F. Normal faciolingual inclinations of tooth crowns compared with treatment groups of standard and pretorqued brackets. AJODO 1997 ; 112 : 50-57.

85. 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.
86. 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.
87. Winfried H, Bourauel C, Gmyrek H. Torque capacity of metal and polycarbonate brackets with and without a metal slot. *Europ J Orthod* 2004;26 :435-441.