

Université de Montréal

Étude comparative de la résistance au glissement de différents boîtiers
orthodontiques selon l'inclinaison de deuxième ordre

Par

Frédéric Gratton

11510826

Département de santé buccale

Faculté de médecine dentaire

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de Maîtrise en Sciences
en médecine dentaire
option orthodontie

mars 2004

© Frédéric Gratton, 2004



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 :
Étude comparative de la résistance au glissement de différents boîtiers
orthodontiques selon l'inclinaison de deuxième ordre

présenté par
Frédéric Gratton

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Professeur Daniel Kandelman, directeur du Département de santé buccale
Président rapporteur

Professeur Daniel Fortin, Département de restauration
Directeur de recherche

Professeur Claude Remise, directeur de la Section d'orthodontie
Codirecteur

Dr Jocelyn Talbot, Docteur en Médecine Dentaire, Orthodontiste certifié
Membre du jury

RÉSUMÉ

Le but de cette étude in-vitro est de procéder à l'évaluation comparative du comportement frictionnel de différents boîtiers orthodontiques selon l'inclinaison de deuxième ordre.

Dans la première partie de l'étude, douze types de boîtiers furent soumis à un test de résistance au glissement sur un fil d'acier inoxydable 0,019 x 0,025". Les tests de friction furent réalisés en modifiant l'angle de contact afin d'obtenir des données en configuration passive et active. Les résultats montrent que la résistance au glissement d'un système orthodontique dépend des boîtiers utilisés ainsi que de l'angle de contact. La résistance au glissement des différents boîtiers orthodontiques n'est pas équivalente. La résistance au glissement est directement proportionnelle à l'angle de contact.

La deuxième portion est une évaluation frictionnelle plus approfondie du boîtier auto-ligaturant SPEED. Pour ce faire, nous avons soumis ce boîtier à une série de test frictionnel sur un nombre de fils de tailles et d'alliages différents. Les résultats indiquent que la résistance au glissement du boîtier SPEED est directement proportionnelle à l'augmentation de la taille du fil utilisé. Les fils D-Wire de la compagnie Strite Industries s'avèrent très performants en configuration passive et active.

Mots clés : Orthodontie, boîtier esthétique, boîtier auto-ligaturant, friction, résistance au glissement, biomécanique.

ABSTRACT

The aim of this comparative study was to evaluate the sliding resistance of different orthodontic brackets with second order inclination.

In the first part of the study, twelve different types of orthodontic brackets were performing a sliding resistance evaluation on a 0,019 x 0,025" stainless steel wire. We studied both passive and active configuration by modifying the contact angle between the wire and the bracket. Results show that sliding resistance is influenced by the bracket employed and by the angle between the wire and the bracket. Sliding resistance of the different orthodontic brackets was not equivalent. The friction is proportional to the contact angle.

The second part of the study was a thorough sliding resistance evaluation of the self-ligating bracket SPEED. We tested sliding resistance of the SPEED bracket with a number of wires presenting different sizes and compositions. Friction with the SPEED bracket is proportional to the wire size used for the sliding mechanic. Strite Industries' D-Wires are well performing wires, frictionwise, in both passive and active configuration.

Key words : Orthodontic, esthetic bracket, self-ligating bracket, friction, sliding resistance, biomechanics.

TABLE DES MATIÈRES

Résumé	iii
Abstract	iv
Liste des tableaux	vi
Liste des figures	vii
Liste des sigles et abbréviations	ix
Remerciements	x
1. Introduction	1
2. Revue de Littérature	6
2.1 Notion de force optimale	7
2.2 Friction en orthodontie	15
2.2.1 Définition	15
2.2.2 Facteurs influençant la friction en orthodontie	24
2.2.2.1 Effet du type de boîtiers sur la friction	29
2.2.2.2 Effet du type de fils sur la friction	32
2.2.2.3 Effet du type de ligatures sur la friction	33
2.2.3 Études in-vitro récentes de la résistance au glissement	35
3. Technique expérimentale	39
3.1 Objectifs de l'étude	40
3.2 Première partie : Évaluation de la résistance au glissement des boîtiers orthodontiques	42
3.2.1 Les spécimens testés	42
3.2.2 Tests de friction	47
3.2.2.1 Le Montage	47
3.2.2.2 Exécution des tests	51
3.3 Deuxième partie : Évaluation de la résistance au glissement du boîtier SPEED	56
3.3.1 Les spécimens testés	56
3.3.2 Tests de friction	57
3.4 Analyse statistique	58
3.5 Source d'erreur	59
4. Description des résultats	60
4.1 Première partie: Résistance au glissement des différents boîtiers	61
4.1.1 La configuration passive	64
4.1.2 La configuration active	66
4.2 Deuxième partie: SPEED et les différents fils	70
4.2.1 La configuration passive	70
4.2.2 La configuration active	72
5. Discussion des résultats	75
5.1 Première partie : Étude comparative des différents boîtiers	77
5.1.1 Les différents boîtiers auto-ligaturants	78
5.1.2 Les différents boîtiers esthétiques	80
5.2 Deuxième partie : Performance du boîtier SPEED selon le fil utilisé	83
5.3 Signification clinique	86
6. Conclusions	88
Bibliographie	91

LISTE DES TABLEAUX

Tableau I : Forces optimales pour un mouvement dentaire orthodontique (Proffit, 2000)	11
Tableau II : Forces optimales pour une translation dans un système sans friction (MacEwan)	13
Tableau III : Facteurs influençant le niveau de friction à l'interface boîtier / fil (Adapté de Nanda, 1997)	24
Tableau IV: Boîtiers faisant partie de l'étude	42
Tableau V : Caractéristiques générales des boîtiers esthétiques	45
Tableau VI : Série de fils utilisés pour l'étude du boîtier SPEED. SS = Acier inoxydable, TMA = Titane-Molybdène Alloy et Ni-Ti = Nickel-titane	57
Tableau VII: Moyennes et écart-types de la résistance au glissement en newtons selon différentes inclinaisons	62
Tableau VIII: Sous-groupes homogènes en configuration passive. Obtenus à l'aide du test pour comparaisons multiples Tukey HSD, $p < 0,05$	65
Tableau IX: Sous-groupes homogènes pour la configuration active, $\theta = 6$ degrés. Obtenus à l'aide du test pour comparaisons multiples Tukey HSD, $p < 0,05$	67
Tableau X: Sous-groupes homogènes pour la configuration active, $\theta = 12$ degrés. Obtenus à l'aide du test pour comparaisons multiples Tukey HSD $p < 0,05$	69
Tableau XI: Moyennes et écart-types de la résistance au glissement en newtons (N)	70
Tableau XII: Sous-groupes homogènes en configuration passive. Obtenus à l'aide du test pour comparaisons multiples Tukey HSD $p < 0,05$	71
Tableau XIII: Sous-groupes homogènes en configuration active, $\theta = 6$ degrés. Obtenus à l'aide du test pour comparaisons multiples Tukey HSD $p < 0,05$	73
Tableau XIV: Sous-groupes homogènes en configuration active, $\theta = 12$ degrés. Obtenus à l'aide du test pour comparaisons multiples Tukey HSD $p < 0,05$	74

LISTE DES FIGURES

Figure 2.1 : Résorption frontale et sapante produites respectivement par des forces légères ou lourdes (Proffit, 2000)	9
Figure 2.2: Taux de mouvement dentaire en fonction de la pression appliquée (Proffit d'après Quinn et Yoshikawa, 1985)	10
Figure 2.3 : Phénomène de friction statique et cinétique (Serway, 1992)	16
Figure 2.4 : Rétraction d'une canine inférieure contre une molaire par mécanique de glissement (Remise, 2001)	18
Figure 2.5 : Représentation schématique de l'angle de contact critique θ_c et de ses différents paramètres.	19
Figure 2.6 : Diagramme de la répartition des différentes composantes de la résistance au glissement. RS = Résistance au glissement (Rg), FR = Friction classique (Fc), BI = Bandage (B) et NO = Morsure (M) (Kusy, 2000)	21
Figure 2.7 : Montage d'évaluation de la résistance au glissement selon l'inclinaison de deuxième ordre. Il est intéressant de noter les deux cellules de charge, une mesurant la résistance au glissement et l'autre la force normale appliquée sur le fil (Adapté de Kusy et O'Grady, 2000)	26
Figure 2.8 : Image type en vue tridimensionnelle de l'acier inoxydable (Avec la permission d'El-Khatib, 2001)	27
Figure 2.9 : Schéma du montage pour détermination du coefficient de friction statique: (a) masse appliquée, (b) plateau, (c)-(d) mini-cylindre, (e) cylindre de traction, (f) poulie, (g) câble de polymère, (h) base du montage, (i) fil orthodontique (Avec la permission d'El-Khatib, 2001)	28
Figure 3.1 : Les "D-Wire", de Strite Industries, sont offerts en quatre variétés: 0,018" x 0,018" et 0,021" x 0,021", en acier inoxydable ou en nickel-titane	41
Figure 3.2: Système actif In-Ovation R de GAC. La portière exerce une force normale considérable sur le fil rectangulaire. Lorsque le diamètre du fil est inférieur 0,016", la portière devient passive comme sur l'image de gauche	43
Figure 3.3: Système passif Damon II (Ormco). Le fil est sécurisé en place sans aucune pression appliquée	44
Figure 3.4 : Boîtier métallique conventionnel de taille régulière OMNIARCH	44
Figure 3.5 : Montage maison fixé sur la base de la machine INSTRON 4201	48
Figure 3.6 : Montage maison: cylindre pivotant et rapporteur d'angle à gauche et système de roulement à billes sans friction à droite	48

Figure 3.7 : Cylindre pivotant et rapporteur d'angle	49
Figure 3.8 : Systèmes de roulements à billes	49
Figure 3.9: En configuration active, les roulements à billes créent une déflexion du fil et conservent l'orientation verticale du fil	50
Figure 3.10: Pince tenant le fil à la portion mobile de la machine INSTRON	52
Figure 4.1 : Image supérieure : Boîtier Inspire d'ormco avant évaluation. On remarque l'intégrité des ailerons mésiaux et distaux. Images inférieures : Différentes vues du même boîtier après un test de résistance au glissement en configuration active. Une portion de la gorge et deux ailerons sont fracturés	63
Figure 4.2: Résistances moyennes au glissement en configuration passive	65
Figure 4.3: Résistances moyennes au glissement en configuration active, $\theta = 6$ degrés	67
Figure 4.4: Résistances moyennes au glissement en configuration active, $\theta = 12$ degrés	69
Figure 4.5: Résistances moyennes au glissement en configuration passive, $\theta = 0$ degré	71
Figure 4.6: Résistances moyennes au glissement en configuration active, $\theta = 6$ degrés	73
Figure 4.7: Résistances moyennes au glissement en configuration active, $\theta = 12$ degrés	74

LISTE DES SIGLES ET ABBRÉVIATIONS

B	Bandage
$C_{rés}$	Centre de résistance
cm	Centimètre
F	Force appliquée
F_c	Force de friction classique
f_k	Force de friction cinétique
f_s	Force de friction statique
f_{sm}	Friction statique maximale
G	Accélération gravitationnelle
g	Gramme
kg	Kilogramme
LPD	Ligament parodontal
M	Masse
m	Mètre
mm	millimètre
M_o	Morsure
μ_k	Coefficient de friction cinétique
μ_s	Coefficient de friction statique
N	Newton
P	Poids
R_g	Résistance au glissement
s	Seconde
θ_c	Angle de contact critique. Limite inférieur de la zone de bandage
θ_z	Angle de contact représentant la limite supérieure de la zone de bandage
"	Pouce

LEXIQUE

Bandage :

Friction :

Morsure :

REMERCIEMENTS

Je remercie très sincèrement mon directeur de recherche, le Dr Daniel Fortin, responsable du laboratoire des matériaux dentaires. Il a su imposer discipline, performance et rigueur intellectuel tout au long de la réalisation du travail.

Mes sincères remerciements au directeur de la Section d'orthodontie et co-directeur du projet, le Dr Claude Remise, pour sa disponibilité, ses précieux conseils, ses interventions et ses contributions qui furent grandement appréciés.

Également, on ne peut passer sous silence l'expertise de M. Pierre Rompré. Sa contribution indispensable à l'analyse statistique ainsi qu'au design de l'étude, ses grandes connaissances et son amour de la recherche m'ont permis de bien comprendre et présenter adéquatement les résultats obtenus.

Je remercie très chaleureusement le Dr Jocelyn Talbot, clinicien à la Section d'orthodontie de l'Université de Montréal. Son savoir, son approche, sa pédagogie et sa générosité sont incomparables et constituent une grande richesse au sein du programme de spécialité en orthodontie. Dr Talbot sait faire sortir le meilleur de nous-même et il s'acharne à repousser sans cesse nos limites.

De plus, je remercie Dr Talbot pour avoir accepté de participer au jury de ce mémoire et y avoir consacré le temps nécessaire.

Mes sincères remerciements au Dr Daniel Kandelman pour avoir accepté de participer au jury comme président-rapporteur et y avoir consacré le temps nécessaire.

J'aimerais souligner la contribution financière de la NESO (Northeastern Society of Orthodontists) et de l'ACO (Association canadienne des orthodontistes) qui participent au développement de la recherche en orthodontie.

Je remercie également les compagnies Strite Industries, American Orthodontics, GAC International, Ormco, 3M / Unitek, Cerum Ortho Organizers, Rocky Mountain Orthodontics et TP Orthodontics qui m'ont fournis gracieusement tous les échantillons étudiés.

Finalement, ce projet n'aurait pu être réalisé sans la généreuse contribution financière du Fond Paul-Geoffrion. Mes sincères remerciements aux créateurs de cet organisme ainsi qu'à toutes les personnes qui contribuent depuis des années.

À ma formidable épouse Maitée, source d'épanouissement et d'accomplissement

Amour et admiration infinis

CHAPITRE PREMIER

INTRODUCTION

1. INTRODUCTION

Il y a plus de 75 ans, le docteur Edward H. Angle utilisait l'or dans la fabrication des fils et des attaches orthodontiques. En 1933, le docteur Archie Brusse présentait une clinique de table sur le premier système de boîtiers orthodontiques fabriqués en acier inoxydable; dès cette époque, en orthodontie, l'acier remplaça l'or grâce à sa force, son prix abordable et sa facilité de manipulation. La création d'alliages d'acier permet la fabrication d'attaches plus petites et plus esthétiques. Les boîtiers jumeaux en acier inoxydable ("twin brackets") sont utilisés universellement et représentent le standard de l'industrie orthodontique pour leurs propriétés mécaniques et pour leur efficacité.

Les patients sont néanmoins insatisfaits de l'apparence de leurs boîtiers métalliques et désirent des appareils plus esthétiques, voire invisibles. Dans les années 1970, les premiers boîtiers de polycarbonate (plastique) apparurent. Le progrès esthétique était fulgurant aux dépens de propriétés mécaniques décevantes. Le caractère poreux du plastique était responsable d'un changement de couleur, d'une odeur et d'un goût désagréables après un certain temps en bouche. Les forces transmises aux boîtiers provoquaient régulièrement des déformations permanentes de ceux-ci, réduisant ainsi l'efficacité et la prévisibilité des mouvements désirés.

Les premières attaches en céramique apparurent vers les années 1980. Ces premières générations étaient taillées dans un bloc d'alumine monocristalline. Quoique très

esthétiques, ces boîtiers ne répondaient pas aux exigences mécaniques des orthodontistes. En effet, la céramique était très fragile et éclatait régulièrement. De plus, le procédé de fabrication rendait la surface de la céramique rugueuse. Cette rugosité au niveau des gorges ("slot") engendrait beaucoup de friction sur les différents fils orthodontiques. Cette friction réduisait énormément l'efficacité des mouvements et augmentait la durée des traitements orthodontiques (Kusy et Whitley, 1997). Les nombreuses failles des premiers boîtiers esthétiques rendirent les orthodontistes bien réticents à utiliser ces produits, plusieurs praticiens s'orientèrent plutôt vers l'orthodontie linguale.

Pour les manufacturiers de produits orthodontiques, ces dernières années furent une course contre la montre afin d'offrir un boîtier à la fois esthétique, résistant et performant. On retrouve maintenant une multitude de boîtiers esthétiques présentant un éventail de designs et de matériaux de fabrication.

Lorsque l'orthodontiste ferme un espace, les dents peuvent être déplacées selon deux types de mécaniques. Les mécaniques segmentées ou sectionnelles, pour lesquelles l'orthodontiste fabrique des boucles de fermeture qui, lorsqu'activées, vont tendre à rapprocher les différentes unités dentaires ensemble. Les mécaniques sectionnelles sont souvent qualifiées de "mécaniques sans friction" car il n'y a aucune surface en frottement.

Le deuxième type de mécaniques reçoit le nom de "mécaniques de glissement". Il s'agit de déplacer les boîtiers le long d'un fil ou encore de faire glisser le fil dans la

gorges des attaches. Il y a donc une résistance frictionnelle avec le fil au niveau de chacun des boîtiers. La principale différence en comparaison avec les mécaniques sectionnelles est donc la présence de friction ou frottement entre deux surfaces créant une résistance au déplacement. Le déplacement d'une dent requiert l'application d'une force. Cette force doit être de faible intensité afin de minimiser les dommages possibles aux structures biologiques. Cependant, la force appliquée doit tout de même surpasser les forces de friction afin que le ligament parodontal perçoive la contrainte mécanique et que les processus métaboliques osseux se mettent en branle.

Un nombre important de facteurs influencent la friction. Mis à part les matériaux de composition des fils et des boîtiers, la technique de ligature des fils est l'un de ces facteurs. Il est généralement accepté qu'une ligature métallique génère moins de friction qu'une ligature élastomérique (Bednar et coll, 1991). Cependant, ces dernières sont nettement plus pratiques, rapides et faciles à utiliser, c'est pourquoi elles sont si populaires. Le développement des boîtiers auto-ligaturants a permis l'augmentation de l'efficacité des orthodontistes en diminuant le temps de chaise et pensant réduire la friction. La force appliquée sur le fil par le système de portières serait plus faible et plus constante que celle appliquée par des ligatures conventionnelles (Read-Ward et coll, 1997).

Plusieurs études frictionnelles sont disponibles pour les orthodontistes. Elles fournissent des réponses à plusieurs interrogations. Jusqu'à ce jour, aucune étude comparative n'a été faite évaluant le comportement frictionnel des différents boîtiers

céramiques, auto-ligaturants et conventionnels, les uns par rapport aux autres. C'est ce que nous nous proposons de réaliser.

Le premier volet de cette étude est de comparer la résistance au glissement des différents boîtiers orthodontiques contemporains.

Quelle est la véritable nature de la friction en orthodontie ?

Est-ce que les avancements technologiques des matériaux et de la conception des céramiques réduisent la friction des boîtiers esthétiques ?

Les boîtiers auto-ligaturants sont-ils aussi performants qu'on le croit ?

Le second volet de l'étude est l'évaluation du comportement frictionnel du boîtier auto-ligaturant SPEED selon le type de fil utilisé.

Quels sont les effets d'une variation de dimensions ou d'alliage sur la résistance au glissement avec le boîtier SPEED ?

Quel est le fil le plus performant ?

Comment se comportent les fils recommandés et fabriqués par le manufacturier ?

Optimisent-ils les performances du boîtier SPEED ?

CHAPITRE DEUX

REVUE DE LITTÉRATURE

2. REVUE DE LITTÉRATURE

2.1 Notion de force optimale

Le montant de force nécessaire à un mouvement optimal, ainsi que la définition même du mouvement optimal, sont des points controversés depuis l'origine de l'orthodontie. Le but n'est pas de faire un relevé exhaustif de la littérature; il est cependant nécessaire de mentionner quelques points fondamentaux afin de mieux comprendre l'importance de la friction en orthodontie.

La réponse du ligament parodontal (LPD) dépend plus 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, environ 20 à 26 g / cm², la vascularisation est interrompue, amenant ainsi une nécrose aseptique du ligament. On parle aussi de hyalinisation, faisant 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. Après une période de latence, les ostéoclastes résorbent le côté de la paroi alvéolaire opposé au LPD. Cette paroi résorbée, le mouvement dentaire se fait soudainement dans l'espace nouvellement formé. Si la pression demeure toujours élevée, un nouveau cycle hyalinisation / latence / mouvement soudain recommencera. Ce phénomène est

appelé "undermining resorption" par les anglophones ou encore "résorption sapante" ou "résorption sousminée".

Ce type de mouvement s'accompagne de douleur intense et de mobilité dentaire importante. Proffit (2000) déclare qu'il n'y a aucune raison d'utiliser des forces élevées générant une douleur instantanée. Si des forces adéquates sont utilisées, le patient ne devrait quasiment rien ressentir. De plus, Brudvik et Pygh (1995) ont montré que le ciment est résorbé dans les zones de nécrose avasculaire du LPD, et ce lors de son remaniement. Autrement dit, les risques de résorption radiculaire sont d'autant plus élevés que les forces utilisées sont grandes. Certains dommages parodontaux sont également à craindre. Certains cas de perte de vitalité pulpaire durant des traitements orthodontiques ont été signalés : le mouvement dentaire abrupte qui se produit lors du mouvement par résorption sapante pourrait endommager le pédicule vasculaire apical (Profitt, 2000).

Lorsque des forces légères sont employées, le mouvement dentaire se fait par 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 opposé au LPD. Le mouvement dentaire se produit graduellement (figure 2.1) et l'inconfort est nettement diminué. Néanmoins, des zones localisées d'hyalinisation sont présentes, mais la résorption radiculaire qui s'ensuit peut être réparée, justement parce que ces zones sont ponctuelles (Roberts et Ferguson, 1989).

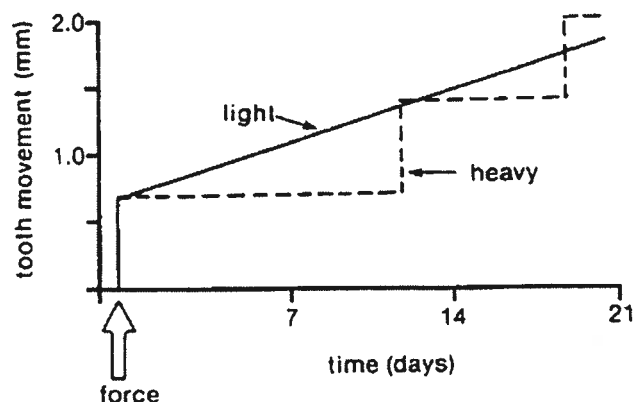


Figure 2.1 : Résorption frontale et sapante produites respectivement par des forces légères ou lourdes (Proffit, 2000)

Il est important, pour les cliniciens, de connaître à partir de quelle magnitude de stress ou encore à quelle force le mouvement dentaire se produit par résorption sapante. Pour Storey et Smith en 1952, la force optimale pour déplacer en translation une canine supérieure était comprise dans un intervalle de 150 à 250 g. En 1969, Gianelly a montré qu'une force de 300 g utilisée pour la rétraction d'une canine pouvait provoquer une résorption sapante.

En 1985, Nikolaï définit les forces orthodontiques légères (jusqu'à 250 g) en tant qu'inductrices d'un mouvement graduel par résorption frontale et les forces orthodontiques lourdes (plus de 400 g), en tant qu'inductrices d'une résorption sapante. Cette dénomination est très subjective et les valeurs attribuées aux forces appelées lourdes, moyennes ou légères, varient du simple au double en fonction des

auteurs. Ainsi, pour Hanson (1997), les forces légères sont inférieures à 100 g, les forces moyennes vont de 100 à 200 g, les forces lourdes vont de 200 à 300 g.

En 1985, Quinn et Yoshikawa ont critiquement analysé les différentes théories représentant le taux de mouvement dentaire en fonction de la pression appliquée. Ils en ont déduit le modèle le plus probable (figure 2.2): le mouvement dentaire apparaît à un seuil minimal, il augmente linéairement jusqu'à un plateau où, après quoi, toute augmentation de pression n'a aucun effet sur le taux de mouvement. Dans sa compréhension du phénomène Proffit (2000) extrapole, à l'extrémité de la courbe, une baisse du taux de mouvement lorsque des pressions exagérément élevées seraient utilisées. Cependant, il n'y a aucune évidence supportant ce qu'il avance.

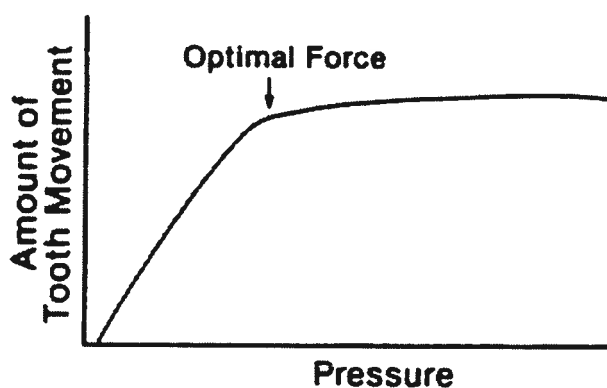


Figure 2.2: Taux de mouvement dentaire en fonction de la pression appliquée (Proffit d'après Quinn et Yoshikawa, 1985)

C'est à partir de ce modèle que la notion de force différentielle prend toute son importance (Hixon et coll, 1969). Une force donnée crée des pressions de différentes magnitudes en fonction de l'étendue des surfaces radiculaires sur lesquelles elle

s'applique. En modulant adéquatement cette intensité, il est possible d'avoir une pression optimale pour reculer une canine alors que les surfaces radiculaire plus imposantes des dents de l'unité d'ancrage, généralement une prémolaire et deux molaires, subiront une pression sub-optimale.

En conclusion, la force optimale peut être définie comme étant celle créant la plus petite pression possible nécessaire pour produire un taux de mouvement maximal, créant un minimum d'inconfort, de risque biologique et de mouvement de l'unité d'ancrage. Mais existe-t-il des normes à suivre sur l'intensité des forces à utiliser selon la ou les dents à déplacer pour un type de mouvement donné? Malheureusement non. En effet, les opinions divergent et les variations dans les forces suggérées sont impressionnantes.

En 2000, Proffit rapporte les valeurs suivantes comme étant optimales. Cependant, il ne cite aucune référence bibliographique supportant ce qu'il avance.

Type de mouvement	Force (g)
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 maximales concernent les molaires. Cependant, il est nécessaire de compléter en affirmant que ces valeurs s'appliquent dans un système sans friction. Les mouvements dentaires le long d'un fil orthodontique génèrent de la friction. Il faut ajouter à la force optimale donnée la valeur de la résistance frictionnelle, c'est-à-dire la perte de force appliquée. Il est difficile d'évaluer cliniquement cette valeur frictionnelle. Proffit rapporte les travaux de Kusy et de ses collaborateurs, selon lesquels un minimum de 100 g de force serait nécessaire pour contrebalancer la friction provoquée lors de la translation d'une canine avec un boîtier dont la gorge est de dimensions 0,022" x 0,028", sur un fil en acier 0,019" x 0,025", avec une ligature métallique moyenne. Dans une telle situation, la force optimale pour une canine serait de 100 g + 100 g de perte de force appliquée, donc de 200 g. Cependant, les valeurs de Proffit sont loin de faire l'unanimité.

Certains auteurs (Hanson, 1997) rapportent des forces optimales nettement plus faibles que celles de Proffit. Ceci serait rendu possible grâce à l'utilisation de boîtiers auto-ligaturants, qui réduiraient d'une manière drastique la friction. Le docteur Hanson se fonde sur les travaux non publiés de MacEwan qui préconise les forces optimales, pour une translation dans un système sans friction :

Dent	Force (g)
Centrale supérieure	20 – 25
Latérale supérieure	10 – 15
Canine supérieure	25 – 30
Prémolaire supérieure	20 – 25
Molaire supérieure	30 – 40
Incisive inférieure	8 – 15
Canine inférieure	25 – 30
Prémolaire inférieure	20 – 25
Molaire	35 – 40

Tableau II : Forces optimales pour une translation dans un système sans friction (MacEwan)

Étonnamment, MacEwan préconise des valeurs bien inférieures à celles de Proffit mais, de plus, le docteur Hanson ne rajoute que 15 g pour contrebalancer la perte frictionnelle du fait de l'utilisation de boîtiers auto-ligaturants, alors que Kusy et collaborateurs évaluent cette force à 100 g selon l'appareillage utilisé.

Isawaki et ses collaborateurs apportèrent, en 2000, une contribution significative pour l'utilisation de forces orthodontiques légères. En effet, ces auteurs ont comparé les taux de mouvement dentaire de canines maxillaires déplacées distalement dans un système sans friction, avec des forces de 18 et de 60 g. Ils rapportent les travaux de Reitan, en 1957, et de Gianelly, en 1971, selon lesquels des forces de plus de 100 g résultent en une période de latence de 21 jours avant que le mouvement de translation ne débute. Les taux de mouvement dentaire furent de 0,87 mm/mois pour les canines distalées avec une force de 18 g et de 1,27 mm/mois pour celles distalées avec une force de 60 g. Il faut noter que le taux de mouvement dentaire pour les deux forces

était identique après le troisième jour. De plus, la période de latence était éliminée, et ce pour les deux intensités de forces appliquées. Les auteurs remarquèrent également des variations interindividuelles dans un rapport de 3 pour 1 qu'ils attribuèrent à des mécanismes de biologie cellulaire et à des facteurs métaboliques, car leurs conditions d'application de stress étaient contrôlées.

Les taux de mouvement constatés pour une force de 60 g étaient similaires à ceux rapportés par Daskalogiannakis et collaborateurs, en 1996, alors qu'ils utilisaient une force continue de 70 g grâce à l'utilisation d'aimants.

Ces deux études, utilisant des forces continues, montrèrent des taux de rétraction supérieurs à ceux des études utilisant des forces de nature intermittentes, de magnitudes pourtant supérieures comprises entre 150 et 200 g (Duff, 1987; Cohen, 1988).

Finalement, on note un consensus sur l'utilisation de forces légères et continues, tant pour des raisons biologiques que dans le cadre du système de forces dites différentielles, ce sont les magnitudes de forces qui sont controversées.

2.2 Friction en orthodontie

2.2.1 Définition

La friction est la résistance relative à un mouvement entre des surfaces de contact. Cette définition universelle s'applique à tout corps en frottement contre un autre. La figure 2.3 explique plus précisément les différentes composantes de la friction classique. La force de friction statique (f_s) résiste au mouvement de l'objet, elle est dans la même direction et de sens contraire à la force appliquée (F). Le poids (P) d'un objet représente la force, en newton, avec laquelle il est attiré vers le centre de la planète, c'est la masse d'un objet en kilogramme multiplié par l'accélération gravitationnelle de $9,8 \text{ m / s}^2$ ($P = m \times G$). Un objet ayant une masse de 1 kg est attiré vers le centre de la terre par une force et a un poids de 9,8 N. La force normale (N) est égale et opposée au P de l'objet.

Dans la zone statique, il n'y a pas de mouvement car f_s est égale à F et la résultante ($F - f_s$) est nulle. La transition entre les zones statique et cinétique se fait au point f_{sm} ou friction statique maximale.

Il existe un coefficient de friction qui est une constante pour chaque matériau. La friction statique maximale (f_{sm}) est égale au coefficient de friction statique (μ_s) multiplié par N . Plus la force appliquée augmente, plus l'objet est près du point f_{sm} . Il y a initiation du mouvement de l'objet lorsque F est plus grand que f_{sm} . Le coefficient de friction statique entre deux surfaces équivaut au produit des

coefficients de friction respectifs des matériaux en frottement. Ce coefficient composite étant constant pour un système, plus l'objet est lourd plus il sera difficile à déloger. Ce concept rejoint la grande théorie de l'inertie d'un corps.

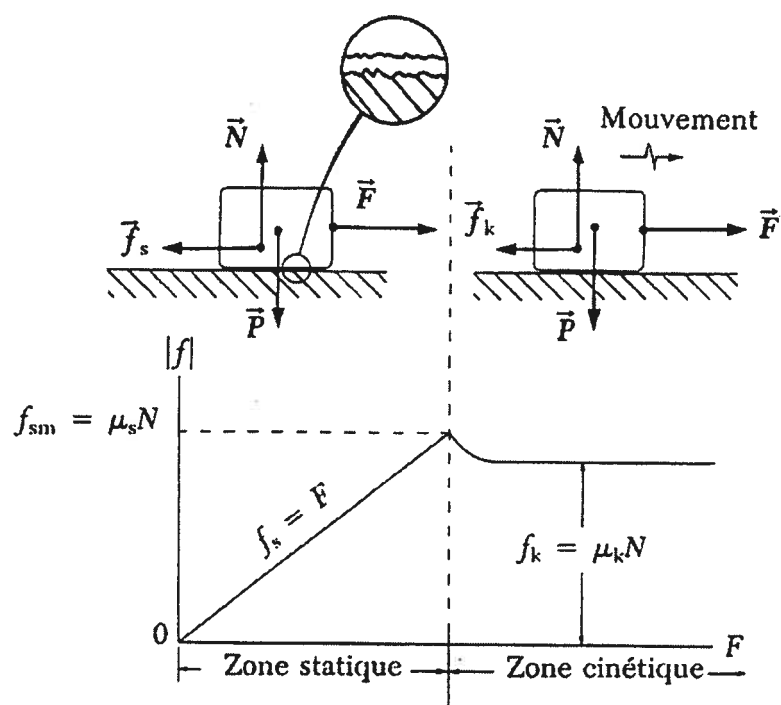


Figure 2.3 : Phénomène de friction statique et cinétique (Serway, 1992)

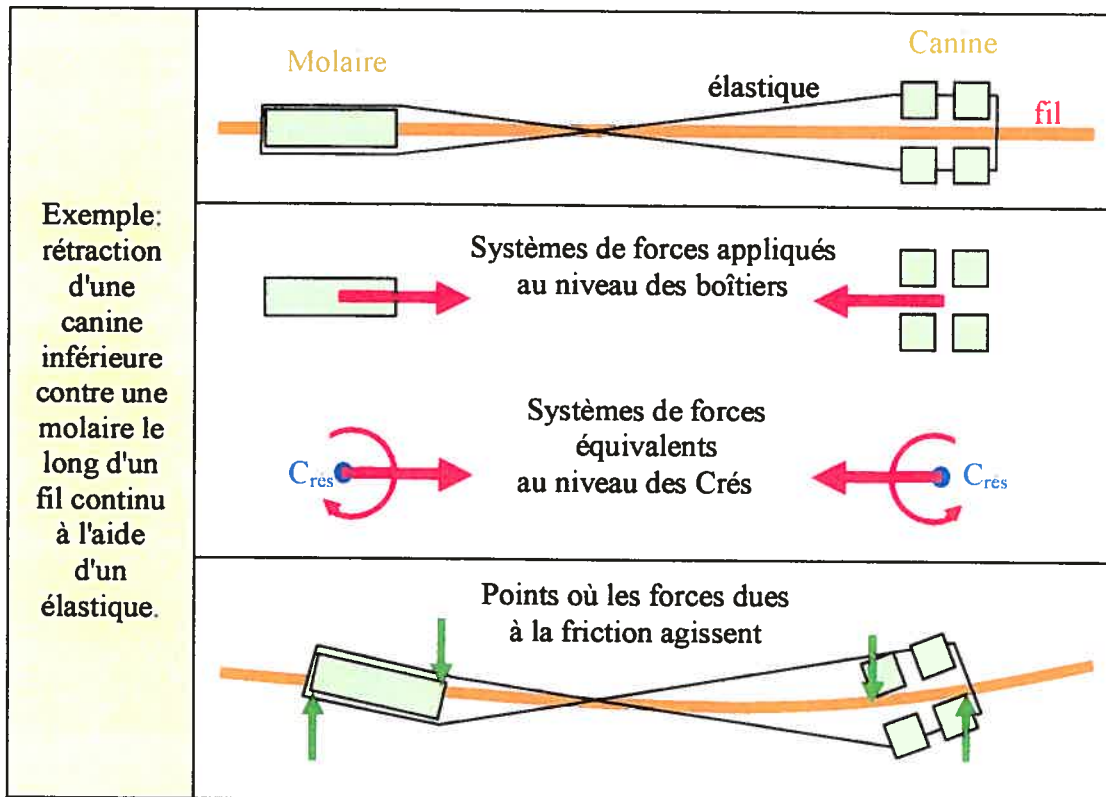
Au-delà de f_{sm} , la force nécessaire à perpétuer le mouvement est inférieure à la force initiatrice. En effet, la résistance frictionnelle d'un objet en mouvement est inférieure à celle d'un objet au repos, il est alors question de force de friction cinétique (f_k). La force de friction cinétique est égale au coefficient de friction cinétique (μ_k) multiplié par N .

La friction ne dépend donc pas de la dimension des surfaces en frottement ni de la vitesse du mouvement; c'est une force régie par l'aspect des surfaces concernées et par la force normale entre celles-ci.

Voilà pour la définition mécanique de la friction. Comment cela s'applique-t-il en orthodontie ?

Lors de la fermeture d'espaces par mécanique de glissement, les dents sont déplacées le long d'un fil comme des billes trouées sur une corde. Ces déplacements ne se font cependant pas de façon continue et régulière, mais de façon séquentielle. Prenons l'exemple d'un mouvement distal avec un élastique d'une canine inférieure contre une molaire le long d'un fil (Figure 2.4). Au départ, les gorges des boîtiers sont parallèles au fil. Dès que la force de l'élastique est appliquée sur les boîtiers, les systèmes de forces au niveau des centres de résistance des dents comportent des moments. À cet instant, il y a bascule des dents dans l'espace, les coins des boîtiers viennent en contact avec le fil créant une déflexion de celui-ci. C'est l'amplitude de la force par rapport à la rigidité du fil qui dictera l'importance de la déflexion. Les différents points de contact correspondent tous à des zones de friction gênant le mouvement dentaire. Rappelons que l'importance de la friction provient de la force normale plutôt que de la superficie des surfaces en contact. Dans le cas présent, la force normale est présente en quatre différents points indiqués par les flèches. Éventuellement, la rigidité du fil et la déperdition de force de l'élastique permettront un certain redressement radiculaire, rendant les gorges des boîtiers de nouveau presque parallèles au fil. La séquence du mouvement débute avec une bascule

dentaire suivie d'un redressement radulaire; l'effet net est un mouvement s'approchant d'une translation des dents.



*Figure 2.4 : Rétraction d'une canine inférieure contre une molaire
par mécanique de glissement (Remise, 2001)*

La figure 2.4 amène les notions de configuration passive, configuration active, friction classique, bandage et morsure; discutons cependant, en tout premier lieu, de l'angle de contact critique.

Du point de vue biomécanique, il existe un angle de contact critique (θ_c) entre le fil et l'axe long de la gorge du boîtier (Kusy et Whitley, 1999). Il est possible de calculer cet angle selon les formules suivantes:

$$\theta_c = 57.3 (\text{Index de clairance}) / (\text{Index du boîtier})$$

$$\theta_c = 57.3 (1 - \text{Index d'engagement}) / (\text{Index du boîtier})$$

où

Index d'engagement = Dimension verticale du fil / Hauteur de la gorge

Index du boîtier = Largeur du boîtier / hauteur de la gorge

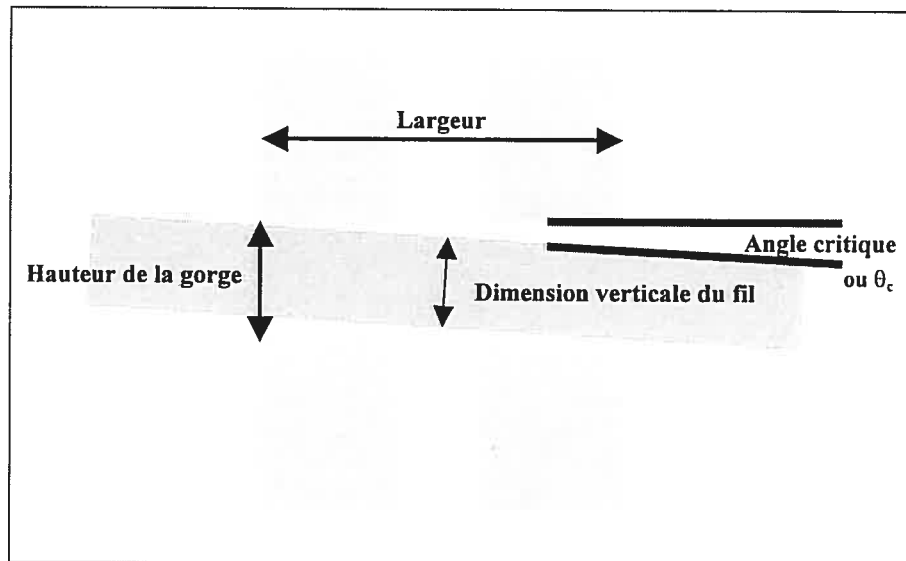


Figure 2.5 : Représentation schématique de l'angle de contact critique θ_c et de ses différents paramètres.

L'angle de contact critique défini par ces formules est toujours considéré selon le deuxième ordre ou inclinaison mésio-distale de la dent; c'est là le sujet principal de l'actuel projet. Un groupe de chercheurs a déjà établi un modèle mathématique complexe permettant de déterminer l'angle de contact critique dans les trois plans de l'espace (Kang et al, 2003).

En orthodontie, on ne parlera pas de friction mais de résistance au glissement (R_g). Cette résistance est la somme des forces de friction classique (F_c) tel que discuté dans le modèle de la figure 2.3 , du bandage (B) et de morsure (M_o) (Figure 2.6). Le bandage est le phénomène lors duquel une déformation élastique du système boîtier / fil est produite. Le phénomène de morsure, pour sa part, représente une déformation permanente ou plastique des composantes du système; l'apparition de morsure est régie par les modules d'élasticité des dites composantes.

$$R_g = F_c + B + M_o$$

La variation de l'angle entre la gorge d'un boîtier et le fil définit la configuration frictionnelle d'un système. Cliniquement, on observe une alternance continue entre la configuration active et la configuration passive.

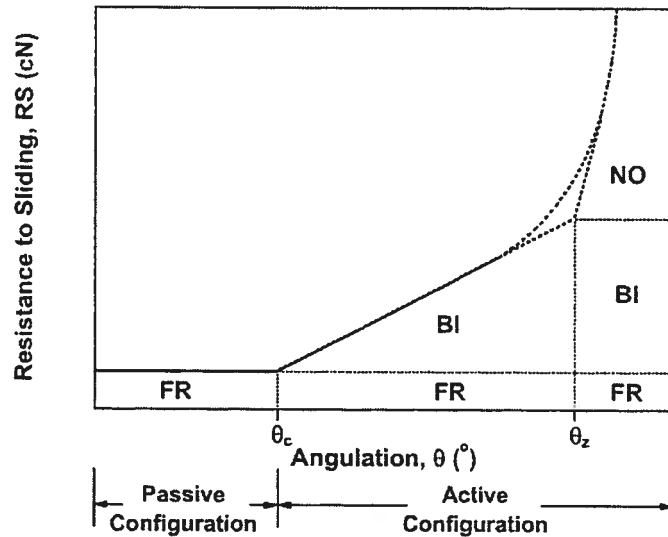


Figure 2.6 : Diagramme de la répartition des différentes composantes de la résistance au glissement. RS = Résistance au glissement (R_g), FR = Friction classique (F_c), BI = Bandage (B) et NO = Morsure (M_o) (Kusy, 2000).

En situation de friction classique, la résistance au mouvement est proportionnelle à la force normale qui presse le fil contre les parois de la gorge du boîtier maintenant les surfaces en contact. L'angle de contact entre le fil et le boîtier est inférieur à l'angle critique θ_c , c'est la configuration passive.

C'est à ce moment que la résistance au glissement est minimale et l'efficacité des mécaniques optimale. Ceci est vrai jusqu'à ce que $\theta = \theta_c$ alors que le phénomène de bandage est négligeable. Cependant, dès que l'angle de contact dépasse la valeur critique, la résistance au glissement augmente considérablement et de façon linéaire. La friction classique demeure présente mais de faible importance étant donné

l'ampleur des forces de résistance au glissement générées par les phénomènes de bandage, de morsure, ou une combinaison des deux.

L'apport du bandage dans la résistance au glissement survient donc lorsque l'angle de contact dépasse la valeur de l'angle critique. Une telle situation génère beaucoup de résistance dans le système. Si la contrainte continue d'augmenter, il y aura alors déformation plastique du fil, du boîtier ou des deux; c'est ce qu'on appelle morsure, indentation ou «notching» en anglais (Kusy et Whitley, 1997). À ce moment la résistance est extrême.

Le phénomène de morsure apparaît lorsque l'angle de contact avoisine θ_z . À partir de θ_z on remarque une augmentation exponentielle de la résistance au glissement causée par la déformation plastique des composantes du système. Cette déformation plastique est régie par le module d'élasticité des matériaux. Cliniquement, il est plus fréquent d'avoir une déformation du fil que du boîtier bien que celle-ci soit possible. En effet, après avoir exécuté des mouvements de glissement, l'orthodontiste constate régulièrement des encoches dans le fil lors de son retrait, ce sont les morsures.

Lorsqu'il y a morsure, le fil est bloqué dans les ailerons du boîtier, le mouvement dentaire cesse. Le système peut se désengager sous l'effet d'une force quelconque. Il peut s'agir d'un réajustement chez l'orthodontiste ou d'une vibration ou d'un changement d'élastiques par le patient. Les vibrations proviennent de la mastication,

de la déglutition, de la respiration, de la phonétique, des vibrations environnantes... Elles constituent le bruit de fond impossible à reproduire en laboratoire (Kusy, 2002).

En résumé, les mécaniques de glissement sont optimales lorsque $\theta \leq \theta_c$. Au-delà de l'angle critique, la résistance frictionnelle gêne beaucoup le mouvement et la perte de force appliquée devient très importante. Cliniquement, il est difficile de quantifier cette perte. Le facteur critique du mouvement dentaire orthodontique étant la force perçue au niveau du LPD, celle-ci devient incontrôlable. Si $\theta > \theta_z$, alors il n'y a plus de mouvement. On risque d'obtenir des mouvements non-désirés (perte d'ancrage), des dommages biologiques et mécaniques ainsi que la perte de contrôle du traitement (Proffit, 2000).

Comme le montre la figure 2.6, les phénomènes de bandage et de morsure sont les principaux déterminants de la résistance frictionnelle en orthodontie (Kusy et Whitley, 1997). Il est donc primordial de connaître et de maîtriser ces notions mécaniques afin de réaliser des mécaniques nous permettant de demeurer dans la zone optimale de la courbe de résistance frictionnelle.

Finalement, afin de demeurer dans la zone optimale du mouvement dentaire et de maximiser les mécaniques orthodontiques, il est préférable d'éviter le plus possible la configuration active. Bien que difficilement réalisable, cet objectif est possible grâce

à une connaissance approfondie des produits et de leurs propriétés ce qui permettra d'ajuster les forces appliquées aux dents quelle que soit la situation clinique.

2.2.2 Facteurs influençant la friction en orthodontie

Un important nombre de variables influencent directement ou indirectement la friction survenant à l'interface boîtier / fil (Tableau III).

PHYSIQUES	BIOLOGIQUES
<p style="text-align: center;"><u>Fils</u></p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Matériaux 2. Forme et dimension 3. Texture de surface 4. Rigidité 	<p style="text-align: center;">Salive</p> <p style="text-align: center;">Plaque, tartre</p> <p style="text-align: center;">Pellicule acquise</p>
<p style="text-align: center;"><u>Ligatures</u></p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Matériaux 2. Méthodes : design et tension des ligatures, boîtiers auto-ligaturants, chaînes élastiques 	<p style="text-align: center;">Corrosion</p>
<p style="text-align: center;"><u>Boîtiers</u></p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Matériaux 2. Procédé de fabrication 3. Profondeur et largeur de la gorge 4. Dessin : simple ou jumeau 5. Compensations de premier, deuxième et troisième ordre 	
<p style="text-align: center;"><u>Techniques orthodontiques</u></p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Forces appliquées 2. Distance inter-boîtiers 3. Niveau des gorges des boîtiers adjacents 	

Tableau III : Facteurs influençant le niveau de friction

à l'interface boîtier / fil (Adapté de Nanda, 1997)

L'effet de chaque variable fut investigué en laboratoire (Nanda, 1997). Cependant, il est pratiquement impossible de créer des conditions in-vitro possédant tous ces facteurs. Le problème est d'autant plus complexe si l'on tient compte de la multitude de fils, de ligatures et de boîtiers sur le marché ainsi que des variations inter-individus au niveau des facteurs biologiques. Il n'existe aucune étude considérant l'effet de toutes ces variables. Sommairement, on retrouve quatre types d'études traitant de friction :

1. Mouvement dentaire simulé : Études simulant différentes conditions cliniques entre le fil et les boîtiers afin d'y mesurer la résistance frictionnelle. Brièvement, on retrouve un montage d'un ou plusieurs boîtiers où un fil s'insère. Le test de friction consiste à mesurer la force nécessaire à : 1- déplacer le fil, donc vaincre la force de friction statique maximale et 2- maintenir le déplacement du fil, friction cinétique.

En modifiant la configuration du ou des boîtiers et / ou du fil, il est possible d'évaluer un système en configuration passive ou active. La compréhension contemporaine de la friction pousse la majeure partie des chercheurs à étudier la friction avec ce type de protocole. Dans un article paru en 1997, Kusy et Whitley parlent du besoin de standardisation des protocoles de friction afin de faciliter les comparaisons et l'intégration des différentes données. Ils préconisent l'utilisation d'un protocole où le fil est tiré d'un boîtier dont l'inclinaison mésio-distale peut être modifiée (Figure 2.7).

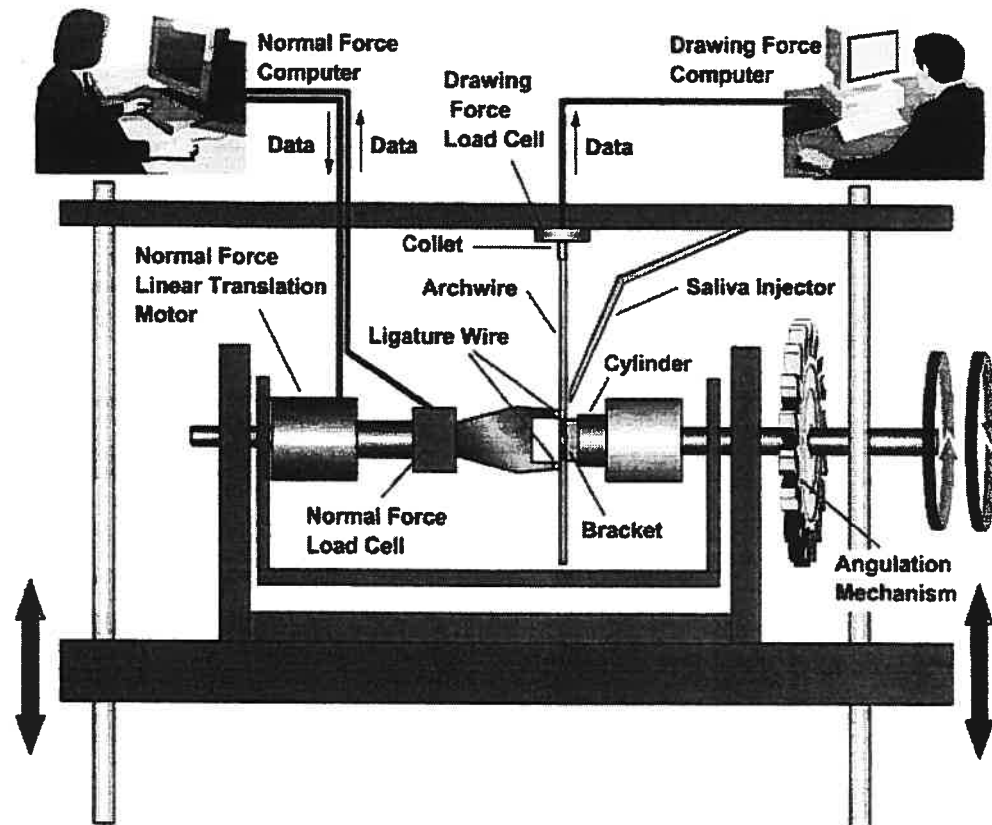


Figure 2.7 : Montage d'évaluation de la résistance au glissement selon l'inclinaison de deuxième ordre. Il est intéressant de noter les deux cellules de charge, une mesurant la résistance au glissement et l'autre la force normale appliquée sur le fil (Adapté de Kusy et O'Grady, 2000)

2. Topographie de surface : Évaluation minutieuse et rigoureuse du fini de surface des matériaux afin d'en tirer des conclusions sur leur comportement lors de mécaniques de glissement. Un des meilleurs moyens d'étudier la surface des matériaux est sans aucun doute le microscope à force atomique qui fut introduit dans la communauté scientifique en 1986 (Thundat et coll,

1993 ; Quate, 1993). Il s'agit de définir des paramètres d'analyse objectifs et subjectifs qu'on applique sur une image. Dans une étude récente, El-Khatib évalue le fini de surface de différents fils orthodontiques (Figure 2.8). Il montre l'ordre croissant de rugosité des surfaces suivant : acier inoxydable, TMA, Bioforce Sentalloy avec IONGUARD (Ni-Ti), Bioforce Sentalloy et TMA low friction avec IONGUARD (El-Khatib, 2001).

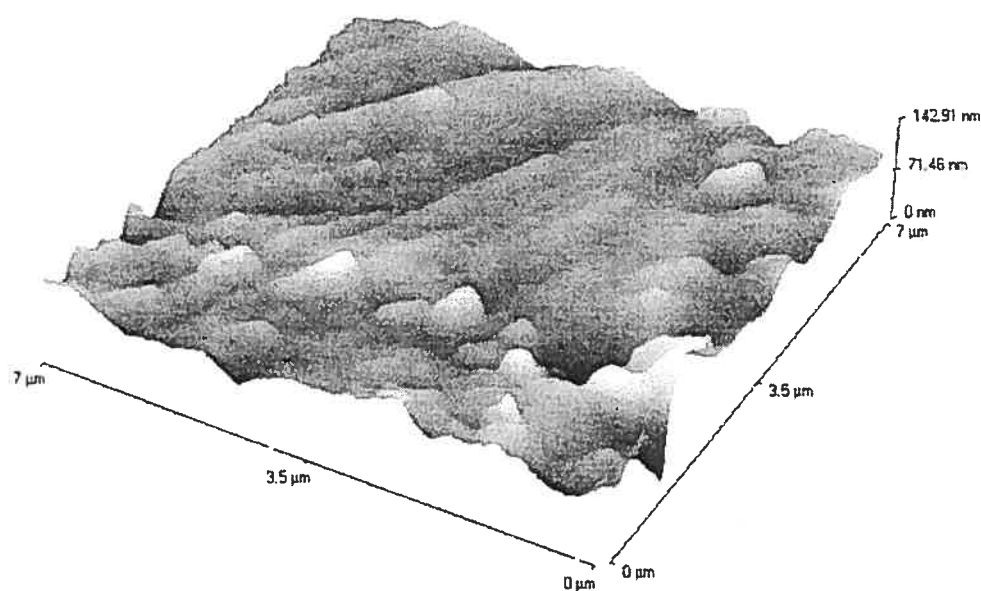


Figure 2.8 : Image type en vue tridimensionnelle de l'acier inoxydable

(Avec la permission d'El-Khatib, 2001)

3. Coefficient de friction : Établissement de coefficients de friction mesurés à partir de surfaces planes glissant l'une sur l'autre. On utilise une force normale connue et il est alors possible de déterminer le coefficient de friction d'un système à l'aide de la formule $F = \mu \times N$. Dans son étude sur les coefficients de friction statique des fils orthodontiques, El-Khatib a

utilisé un montage permettant d'évaluer précisément la friction classique en orthodontie. Il s'agit d'un fil sur lequel on applique une force normale et on mesure la force nécessaire pour déplacer le fil (Figure 2.8).

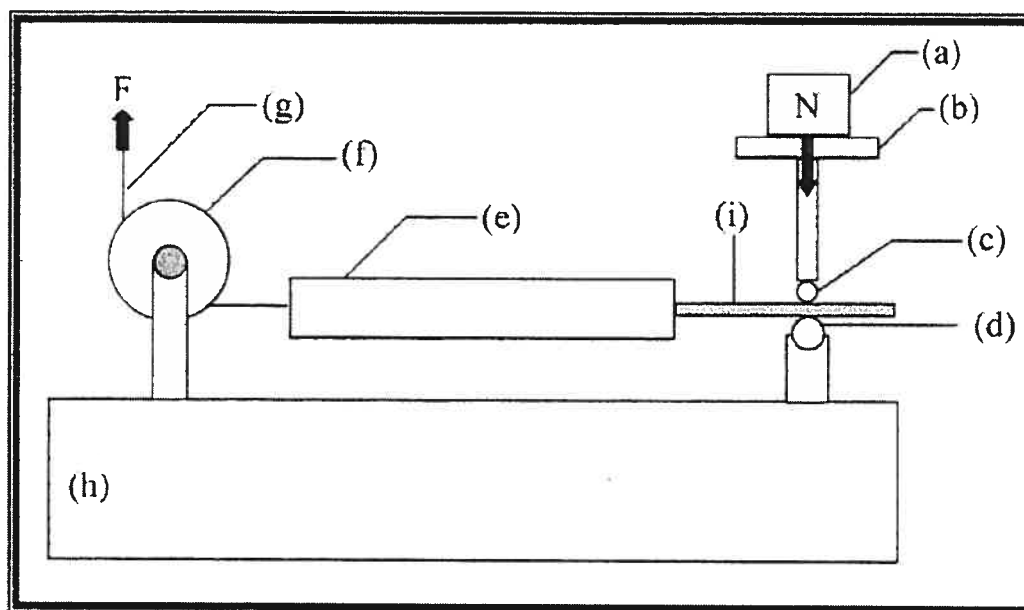


Figure 2.9 : Schéma du montage pour détermination du coefficient de friction statique: (a) masse appliquée, (b) plateau, (c)-(d) mini-cylindre, (e) cylindre de traction, (f) poulie, (g) câble de polymère, (h) base du montage, (i) fil orthodontique (Avec la permission d'El-Khatib, 2001).

4. Études descriptives : Opinions professionnelles sur le comportement clinique de certains appareillages ou rapports de cas. Plusieurs cliniciens développent des produits orthodontiques dont ils vantent les mérites sans donnée scientifique. Évidemment, ces rapports n'ont qu'un faible poids

dans l'échelle des évidences scientifiques et doivent être pris à la légère par la communauté.

Bien que les études *in vivo* aient plus de puissance clinique que les évaluations de laboratoire, il est extrêmement difficile, voire impossible, de réaliser de bonnes études frictionnelles cliniques.

La stratégie choisie est plutôt de recueillir le maximum de données physiques sur les matériaux afin que les cliniciens puissent intégrer celles-ci dans leur pratique de tous les jours. À cette fin, les trois premiers types d'études sont préconisés dans l'évaluation / validation du comportement frictionnel des matériaux orthodontiques.

Il serait hors contexte de rapporter l'état des connaissances concernant tous les facteurs énumérés au tableau III; néanmoins, une discussion sur les points critiques se rapportant à notre étude s'impose.

2.2.2.1 Effets du type de boîtier sur la friction

Les éléments critiques de la performance des boîtiers sont les dimensions, le design et la composition de la gorge (Kusy et Whitley, 1997 ; Nanda, 1997).

Au chapitre des dimensions, les principaux déterminants de la friction sont la largeur du boîtier ainsi que la hauteur de la gorge. Ces deux mesures définissent l'index du

boîtier, l'index d'engagement et par conséquent l'angle critique θ_c . Reprenons nos formules de base afin de mieux comprendre :

Si :

$$\theta_c = 57.3 (\text{Index de clairance}) / (\text{Index du boîtier})$$

$$\theta_c = 57.3 (1 - \text{Index d'engagement}) / (\text{Index du boîtier})$$

et que:

$$\text{Index d'engagement} = \text{Dimension verticale du fil} / \text{Hauteur de la gorge}$$

$$\text{Index du boîtier} = \text{Largeur du boîtier} / \text{hauteur de la gorge}$$

alors:

$$\theta_c \propto \frac{\text{Hauteur du boîtier}}{\text{Largeur du boîtier}}$$

C'est ainsi qu'un boîtier plus large amène une valeur θ_c plus petite, le système est plus rapidement en configuration active et démontre plus de résistance au glissement. Également, une hauteur de gorge plus importante (0,022" par rapport à 0,018") crée un index d'engagement et un index de boîtier plus faibles; la résultante est un angle critique plus élevé, plus de latitude avant d'observer le bandage du système et globalement moins de résistance.

Afin de minimiser la friction des boîtiers, les manufacturiers en changent le design. L'incorporation de dos d'âne dans la gorge ou encore le biseautage des arrêtes du boîtier sont des modifications que l'on retrouve de plus en plus sur le marché. Bien qu'il soit difficile de trouver une étude sans aucun biais financier apparent, Redlich et ses collaborateurs (2003) rapportent que les prétendus boîtiers sans friction ne génèrent pas nécessairement moins de résistance au glissement. Leur étude portait

sur des boîtiers conventionnels au design modifié et auto-ligaturants; leurs résultats furent mitigés. Ils remettent en question beaucoup d'études favorisant les boîtiers à friction réduite ainsi que les boîtiers auto-ligaturants.

La composition de la gorge et le fini de surface sont importants dans la détermination des coefficients de friction statique et cinétique. Il est reconnu que l'acier inoxydable possède un coefficient de friction plus faible que l'alumine polycristalline et monocristalline ou que le zirconia (Kusy et Whitley, 1990; Kusy et Whitley, 1997). En 1994, Saunders et Kusy conclurent que la surface des boîtiers d'alumine monocristalline est plus lisse que celle de l'alumine polycristalline, cependant il n'y a pas de différence significative au niveau des forces de friction développées. Donc, la composante de friction classique sera plus faible avec un boîtier en acier inoxydable qu'avec des boîtiers en céramique. Récemment, les manufacturiers ont incorporé une gorge d'acier inoxydable dans leur boîtier de céramique. Le comportement frictionnel devrait donc être semblable à celui des boîtiers métalliques conventionnels.

2.2.2.2 Effets du type de fil sur la friction

Dans une revue de littérature extensive sur le sujet, parue en 2001, El-Khatib conclut :

«On constate une certaine similarité des résultats entre les études évaluant les forces de friction produites par les différents types d'alliages de fils orthodontiques, et ce malgré la différence entre les nombreux modèles expérimentaux utilisés. Généralement, les fils en acier inoxydable produisent le moins de friction suivis par ceux en chrome-cobalt, nickel-titane et en bêta-titane. Ces résultats ont bien été démontrés dans les modèles à configuration passive et dans les modèles avec deux plaques. L'augmentation de l'angle entre l'axe long de la lumière du boîtier et le fil augmente les forces de friction puisque les forces normales augmentent. Pour des angles au-dessous de la limite élastique du fil, le module d'élasticité de l'alliage du fil devient le principal facteur régissant les forces de friction produites. Les fils en acier inoxydable et en bêta-titane produisent alors les forces de friction les plus élevées. L'augmentation de la dimension des fils est associée à une augmentation des forces de friction dans les deux modèles de configuration, actif et passif, ce qui implique que la surface de contact entre le fil et le boîtier joue un rôle dans les forces de friction produites.»

En résumé, pour ce qui est des fils, le fini de surface des alliages est le principal déterminant en configuration passive alors que le module d'élasticité l'est pour la configuration active. Contrairement à la définition mécanique de la friction, en orthodontie, la dimension des fils est directement reliée à la résistance au glissement.

Cette différence s'explique par la force normale appliquée par les modules. En effet, plus le fil est gros, plus la ligature élastomérique est étirée ; il en résulte une plus grande force contre le fond de la gorge amenant plus de résistance au glissement. L'orthodontiste devra choisir l'alliage et la dimension des fils orthodontiques selon les différentes phases et objectifs de traitement.

2.2.2.3 Effets du type de ligature sur la friction

La force exercée sur le fil par la ligature représente la force normale dans un système boîtier / fil. Le type de ligature joue donc un rôle primordial dans la friction classique.

Dans la littérature sur la force normale de différentes ligatures, on retrouve des valeurs variant de 50 à 300 g (Andreasen et Quevedo, 1970 ; Frank et Nikolai, 1980 ; Drescher et al, 1989 ; Popli et al, 1989) et même 735 g dans une étude (Edwards et al, 1995).

Les modules élastomériques montrent une dégradation rapide en milieu oral ainsi qu'une importante variation individuelle (Wanono, 2003). D'un autre côté, les ligatures métalliques peuvent être trop lâches ou trop serrées selon la technique et selon l'opérateur.

En 1995, Edwards et ses collaborateurs ont effectué une étude comparant la friction statique de quatre types de ligatures : modules élastomériques conventionnels et en configuration de 8, ligatures métalliques régulières et recouvertes de téflon. Ils

rappellent que les modules élastomériques en configuration de 8 génèrent plus de friction que les trois autres méthodes. Il n'y a pas de différence significative entre les modules élastomériques conventionnels et les ligatures métalliques régulières. Les ligatures métalliques recouvertes de teflon produisent moins de résistance, ce qui confirme les résultats du groupe de Spiller publiés en 1993. Également en 1995, Bazakidou rapporte qu'il n'y a pas de différence significative entre les modules élastomériques et les ligatures métalliques pour ce qui est de la résistance au glissement.

Il est possible de réduire la friction classique d'un système orthodontique en contrôlant la force normale. C'est dans cette perspective que les boîtiers auto-ligaturants furent développés; le but était de minimiser la variation due aux ligatures et de réduire la pression appliquée sur le fil. Il existe des systèmes de portières actives qui appuient constamment sur le fil (In-Ovation de GAC, Speed de Strite Industries et Time d'American Orthodontic) et des systèmes de glissières passives empêchant le fil de quitter la gorge du boîtier (Activa, Damon et Damon II d'Ormco).

Selon plusieurs auteurs, la réduction du temps de traitement avec les boîtiers auto-ligaturants serait attribuable à une force normale diminuée ou quasi absente, ce qui se traduit par des valeurs frictionnelles très faibles voire inexistantes (Berger, 1994; Damon, 1998; Harradine et Birnie, 1996). En 1990, Shivapuja et Berger rapportent que les boîtiers auto-ligaturants Speed, Activa (A-Company) et Edgelock (Ormco) produisent moins de friction que les boîtiers métalliques et céramiques, peu importe le type de ligature utilisé.

2.2.3 Études in-vitro récentes de la résistance au glissement

Les premières générations de boîtiers esthétiques généraient beaucoup plus de friction que les boîtiers métalliques conventionnels (Saunders et Kusy, 1994 ; Brantley et coll, 2001). Maintenant que les manufacturiers semblent avoir ajusté leurs produits de plusieurs façons, comment ceux-ci performement-ils lors de glissement ?

En 2001, Kusy et Whitley ont comparé la résistance au glissement de deux types de boîtiers en céramique avec insertion d'une gorge métallique et de divers types de boîtiers métalliques réguliers. Le premier des boîtiers en céramique possède une glissière en acier inoxydable (Clarity de 3M / Unitek) et l'autre une glissière en or 18 carat (Luxi de RMO). La résistance au glissement fut mesurée sur des fils en acier inoxydable 0,019" x 0,025" à plusieurs inclinaisons de deuxième ordre dans des conditions sèches et humides. Ils conclurent que les boîtiers avec glissières métalliques sont non seulement esthétiques mais compétitifs au niveau de la résistance au glissement. Les boîtiers métalliques ne sont pas plus performants lors de mécaniques de glissement que Clarity ou Luxi. Bien que la glissière en or semble légèrement supérieure à celle en acier dans des conditions sèches, il n'y a pas de différence en milieu humide.

Dans une étude publiée en 2001, Kusy et Thorstenson rapportent que le boîtier auto-ligaturant Damon, d'Ormco, produit moins de résistance au glissement qu'un boîtier métallique conventionnel sur un fil d'acier inoxydable 0,018" x 0,025" et ce peu

importe l'angle de contact. Il explique ce fait par l'absence de force normale due au système passif du boîtier Damon qui n'exerce aucune pression sur le fil.

Thorstenson et Kusy publièrent, en 2003, leurs plus récents travaux sur les boîtiers esthétiques. Il s'agit d'une étude portant sur la friction des boîtiers esthétiques en polycarbonate (Miura de RMO et Plastic de Dentaaurum), en alumine polycristalline (Allure de GAC, Clarity de 3M / Unitek) et en polycarbonate renforcé de céramique (Vogue de GAC et Spirit MB d'Ormco) par rapport à un boîtier métallique classique (Mini Diamond Twin d'Ormco). Les évaluations portaient sur un fil d'acier inoxydable 0,018" x 0,025" à différentes inclinaisons de deuxième ordre. Les résultats montrent que lorsque $\theta < \theta_c$, la performance des boîtiers avec glissière métallique se situe entre celle des boîtiers métalliques et des autres boîtiers esthétiques. En configuration active, la résistance des boîtiers esthétiques est comparable ou supérieure à celle des boîtiers métalliques. En général, l'addition d'une glissière métallique ne réduit pas la résistance au glissement d'un boîtier céramique au même niveau qu'un boîtier complètement métallique. Les auteurs tentent d'expliquer ce phénomène par la différence de fini de surface de la glissière métallique, surtout au niveau des arrêtes, qui ne serait pas aussi lisse que celui des boîtiers métalliques.

Aujourd'hui on retrouve quatre principaux boîtiers auto-ligaturants sur le marché. Il s'agit des systèmes actifs avec portière : Speed, In-Ovation R et Time ainsi que du système passif avec glissière Damon II. En 2001, Kusy et Thorstenson ont soumis

ces quatre systèmes à des tests de friction où l'inclinaison en deuxième ordre était variable. Les tests furent effectués dans un environnement sec sur différents fils: 0,014" en nickel-titane, 0,016" x 0,022" en nickel-titane, 0,019" x 0,025" en nickel-titane et 0,019" x 0,025" en acier inoxydable. L'inclinaison variait de -9° à $+9^{\circ}$. Avec le boîtier Damon II, si $\theta \leq \theta_c$, la résistance au glissement est quasi nulle avec tous les fils. Pour les systèmes actifs, la résistance est également faible si la portière ne touche pas le fil. Dès que celle-ci exerce une pression sur le fil, la friction classique augmente progressivement avec la dimension du fil. Lorsque $\theta > \theta_c$, la résistance augmente proportionnellement à l'angle de contact. Lors de bandage, la résistance augmente avec la rigidité du fil employé tout comme l'a mentionné El-Khatib (2001). Rappelons que le fil d'acier inoxydable 0,019" x 0,025" produit plus de friction qu'un nickel-titane de même dimension.

Récemment, un groupe de chercheurs européens a publié ses premières données concernant la friction en configuration passive (Cacciafesta et coll, 2003). Dans un premier rapport, ils ont procédé à l'évaluation de la friction classique de boîtiers métalliques conventionnels (Victory de 3M / Unitek), auto-ligaturants métalliques passifs (Damon II d'Ormco) et auto-ligaturants esthétiques actifs (Oyster de Gestenco International). Les tests portaient sur des fils 0,016", 0,017" x 0,025" et 0,019" x 0,025" d'acier inoxydable, de titane-molybdène (TMA) et de nickel-titane. Ils observent que le boîtier Damon II génère moins de friction statique et cinétique que les produits Victory et Oyster entre lesquels il n'y a pas de différence significative. Au niveau des fils, la friction augmentait avec la dimension du fil. Il y a plus de

friction sur un fil TMA que sur l'acier inoxydable et le nickel-titane qui sont équivalents.

Dans une deuxième publication, Cacciafesta et collaborateurs comparent la friction classique des boîtiers céramiques avec et sans glissière d'acier inoxydable (Transcend 6000 et Clarity de 3M / Unitek) par rapport aux boîtiers métalliques conventionnels (Victory de 3M / Unitek). Ils ont évalué la résistance au glissement en configuration passive sur les fils 0,016", 0,017" x 0,025" et 0,019" x 0,025" en acier inoxydable, en TMA et en nickel-titane. Ils constatent que l'apport de la glissière métallique dans le boîtier Clarity diminue la résistance au glissement de 25 % ($p < 0,001$) par rapport au boîtier de céramique Transcend 6000. Malgré cette diminution marquée, la friction est d'environ 40 % ($p < 0,001$) plus importante avec Clarity qu'avec un boîtier complètement métallique, ce qui est en accord avec la majorité des autres auteurs. Ce groupe de chercheurs devrait publier ses résultats de recherche sur la résistance au glissement en configuration active dans les mois à venir.

CHAPITRE TROIS

TECHNIQUE EXPÉRIMENTALE

3. TECHNIQUE EXPÉRIMENTALE

3.1 Objectifs de l'étude

La première partie de l'étude a pour but de comparer les forces de résistance au glissement de différents boîtiers orthodontiques (céramiques et métalliques), les soumettant à des tests frictionnels en configuration active et en configuration passive.

Il s'agit de répondre aux questions suivantes :

- Quel est le comportement frictionnel des différents systèmes de boîtiers auto-ligaturants?
- Existe-il une différence entre les boîtiers métalliques conventionnels et auto-ligaturants au niveau de la résistance au glissement sur un fil? La quasi absence de friction avec les systèmes auto-ligaturants serait, selon bien des cliniciens, responsable d'une durée de traitement réduite. Sommes-nous en mesure de supporter scientifiquement une telle affirmation?
- Existe-il une différence entre les différents boîtiers esthétiques disponibles sur le marché ? La technique de fabrication, les matériaux et / ou le design des boîtiers céramiques influencent-ils les forces de friction générées ?
- Quel est l'effet sur la friction d'un glissière métallique dans un boîtier de céramique? Est-ce que ces hybrides se comportent comme des boîtiers esthétiques ou métalliques?

La seconde partie de notre étude a pour but d'évaluer le comportement frictionnel du boîtier SPEED selon le type de fil utilisé. Afin d'optimiser le glissement de leur boîtier, "Strite Industries" a inventé le "D-wire". Comme le nom l'indique, la coupe transversale du fil a la forme d'un D. Le biseautage des arrêtes du fil facilite la fermeture de la portière et diminuerait la force normale exercée (Figure 3.1). La friction classique en serait par le fait même diminuée.

Nous nous proposons de comparer la résistance au glissement du boîtier SPEED utilisé avec une série de fils différents, dont le D-wire. Les différents spécimens seront soumis à des tests de friction en configurations active et passive.

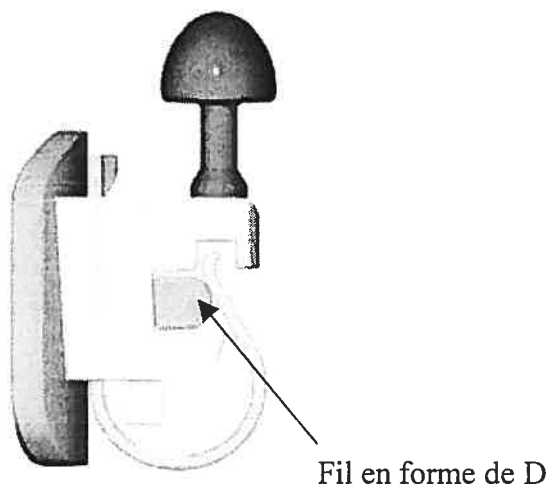


Figure 3.1 : Les "D-Wire", de Strite Industries, sont offerts en quatre variétés: 0,018" x 0,018" et 0,021" x 0,021", en acier inoxydable ou en nickel-titane.

3.2 Première partie : Évaluation de la résistance au glissement des boîtiers orthodontiques

3.2.1 Les spécimens testés

Les spécimens furent sélectionnés selon leur disponibilité sur le marché québécois et les intérêts cliniques des investigateurs. Il s'agit de douze types de boîtiers orthodontiques provenant de huit compagnies différentes (Tableau IV). On divise les produits en trois groupes: 1- boîtiers auto-ligaturants, 2- boîtiers esthétiques et 3- boîtier métallique conventionnel.

Groupe	Nom commercial	Abbréviation	Manufacturier
Boîtiers auto-ligaturants	Speed In-Ovation R Damon II Time	SPE INO DAM TIM	Strite Industries GAC Ormco American Orthodontics
Boîtier métallique conventionnel	Omniarch	OMN	GAC
Boîtiers esthétiques	Mystique Inspire Clarity MXI Virage Illusion Signature III	MYS INS CLA MXI VIR ILL SIG	GAC Ormco 3M / Unitek TP Orthodontics American Orthodontics Cerum Ortho Organizers RMO

Tableau IV: Boîtiers faisant partie de l'étude

Parmi les boîtiers auto-ligaturants, on retrouve deux systèmes: actif et passif. La principale caractéristique des systèmes actifs est la portière qui, lorsque fermée, exerce une pression sur le fil contre le fond de la gorge (Figure 3.2).

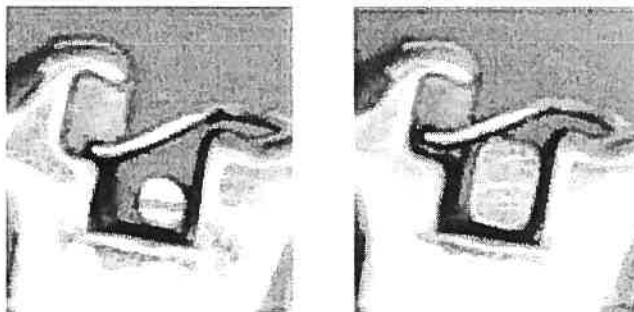


Figure 3.2: Système actif In-Ovation R de GAC. La portière exerce une force normale considérable sur le fil rectangulaire. Lorsque le diamètre du fil est inférieur 0,016", la portière devient passive comme sur l'image de gauche .

Les boîtiers In-Ovation R, Time et SPEED sont actifs. Comme on le constate sur la figure 3.2, la portière est passive avec les petits fils et active lorsque la section dépasse 0,016" de profondeur. Cette particularité de la portière permet l'utilisation de forces légères avec les premiers fils d'alignement alors qu'une fois activée, elle maintient le fil au fond de la gorge.

Le boîtier Damon II possède une glissière sécurisant le fil en place tout comme un tube orthodontique. Il n'y a pas de pression sur le fil et la force normale est alors grandement diminuée (Figure 3.3). Tout au long du traitement le fil jouit d'une certaine liberté dans la lumière du tube. Les inventeurs de ce système préconisent

une telle passivité afin de réduire la friction et permettre l'utilisation de forces légères.

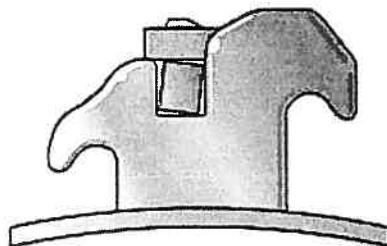


Figure 3.3: Système passif Damon II (Ormco).

Le fil est sécurisé en place sans aucune pression appliquée.

Comme dans la majorité des études portant sur la friction, le groupe contrôle est composé de boîtiers jumeaux métalliques de taille régulière. À cette fin, nous avons opté pour le boîtier Omniarch de GAC qui est grandement utilisé dans la clinique d'orthodontie de l'Université de Montréal. Il représente bien le standard de l'industrie orthodontique.

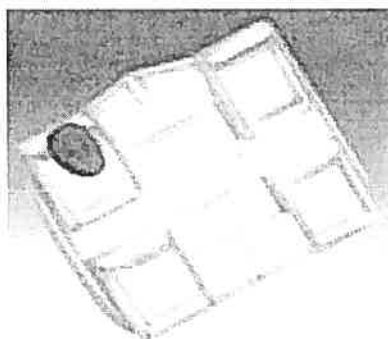


Figure 3.4 : Boîtier métallique conventionnel de taille régulière OMNIARCH

Les matériaux et designs des sept boîtiers esthétiques sont énumérés dans le tableau V. L'alumine polycristalline est le matériau de choix de plusieurs manufacturiers dans la conception de boîtiers en céramique. Elle possède de bonnes propriétés optiques et une résistance à la fracture satisfaisante. La compagnie Ormco préfère et utilise depuis plusieurs années le saphir monocristallin. La transparence de ce matériau est nettement supérieure à celle de l'alumine polycristalline. Cependant il est très fragile. Le taillage de la céramique provoque l'apparition d'une multitude de microfractures dans le cristal. Une fois le boîtier soumis aux contraintes orales, ces microfractures se propagent dans la masse et causent l'éclatement du boîtier. (Brantley et Eliades, 2001).

Boîtiers	Matériaux	Design
MYS	Alumine polycristalline	Machiné et glissière de silice
INS	Saphir monocristallin	Machiné
CLA	Alumine polycristalline	Machiné et insert d'acier inoxydable
MXI	Alumine polycristalline	Céramique injecté dans un moule
VIR	Alumine polycristalline	Machiné et insert d'acier inoxydable
ILL	Alumine polycristalline	Machiné
SIG	Alumine polycristalline	Machiné

Tableau V : Caractéristiques générales des boîtiers esthétiques

La majorité des compagnies machinent la céramique pour en faire des boîtiers. Récemment, la compagnie TP Orthodontics a innové avec un procédé où la céramique est chauffée, liquéfiée et injectée dans un moule de boîtier. Ce procédé rendrait leur produit plus résistant à la fracture, plus esthétique et plus lisse, donc moins de friction.

Une autre innovation technologique dans le domaine fut l'introduction de glissières métalliques dans la céramique afin de la renforcer et d'en améliorer les performances cliniques. Alors que plusieurs compagnies mettent des glissières d'acier inoxydable afin de reproduire le comportement des boîtiers métalliques, la compagnie GAC opte pour une glissière de silice qui serait très résistante et presque sans friction (Bagby et Ngan, 2003).

La plupart des études ont évalué entre 5 et 10 échantillons par groupe. Statistiquement, nous avons procédé avec 15 échantillons par groupe. La hauteur de la gorge des boîtiers utilisés est 0,022". Tous les boîtiers étaient fabriqués pour des canines supérieures gauches selon la prescription Roth modifiée : 13° de "tip" et -2° de "torque".

3.2.2 Tests de friction

3.2.2.1 *Le montage*

Les coefficients de friction des principaux matériaux étant connus, nous voulions comparer leur performance de résistance au glissement. Il nous apparaissait important de recueillir les données en configurations active et passive. Dans cette optique, le protocole de mouvement dentaire simulé nous semblait des plus opportuns. Nous nous sommes inspirés de la méthodologie du Dr Kusy qui est la référence en matière de friction (Proffit, 2000).

Kusy et son équipe contrôlent la force normale appliquée sur le fil avec une cellule de charge supplémentaire (figure 2.7). Il nous était physiquement impossible de réaliser un tel montage alors nous avons éliminé ce moniteur de force normale. La force normale est appliquée par la ligature ou la portière, selon le cas.

Le montage d'acier inoxydable est fixé sur la base d'une machine INSTRON 4201 (Figure 3.5 et 3.6). On y trouve un cylindre pivotant sur lequel on appose le boîtier. Le boîtier y est collé avec du composite orthodontique (Transbond LC, 3M Unitek) en prenant bien soin de neutraliser la prescription de premier et de deuxième ordre pré-établie. À l'extrémité de ce cylindre se trouve un rapporteur d'angle qui permet la modification de l'angle du boîtier par rapport à l'axe de glissement (Figure 3.7). La modification de l'angle du rapporteur permet d'effectuer des tests de friction en configurations passive et active.

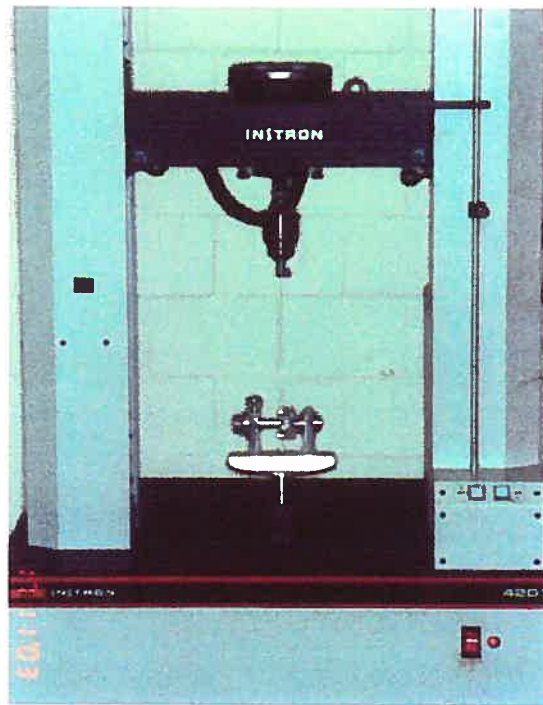


Figure 3.5 : Montage maison fixé sur la base de la machine INSTRON 4201

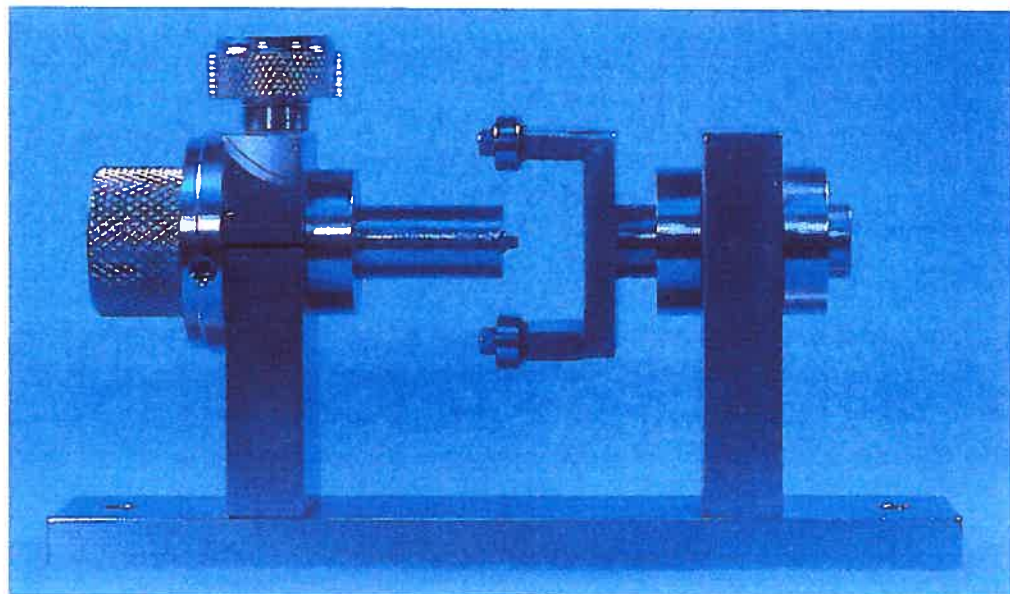


Figure 3.6 : Montage maison: cylindre pivotant et rapporteur d'angle à gauche et système de roulement à billes sans friction à droite.

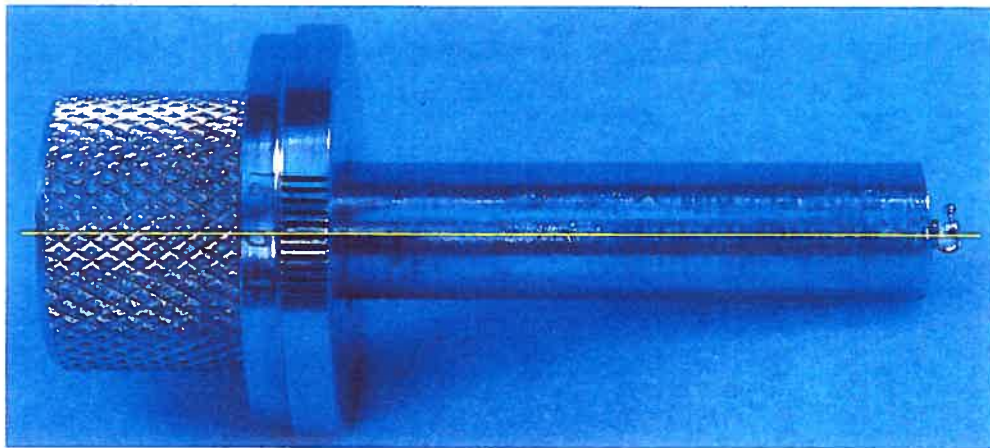


Figure 3.7 : Cylindre pivotant et rapporteur d'angle.

À l'autre extrémité du montage se situe le système de roulements à billes. Ceux-ci ne produisent aucune friction et sont situés à 18 mm de part et d'autre du boîtier simulant la distance entre les boîtiers des dents adjacentes à un site d'extraction (Figure 3.8). Ils créent une déflexion du fil lorsque l'inclinaison dépasse l'angle critique (Figure 3.9).

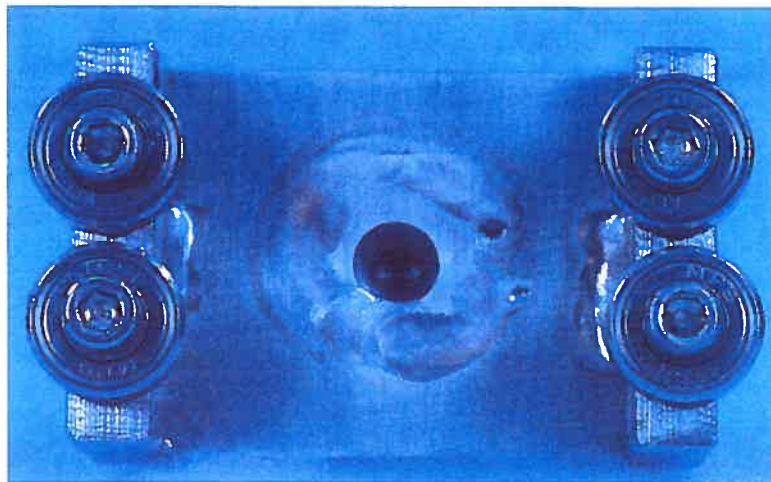


Figure 3.8 : Systèmes de roulements à billes

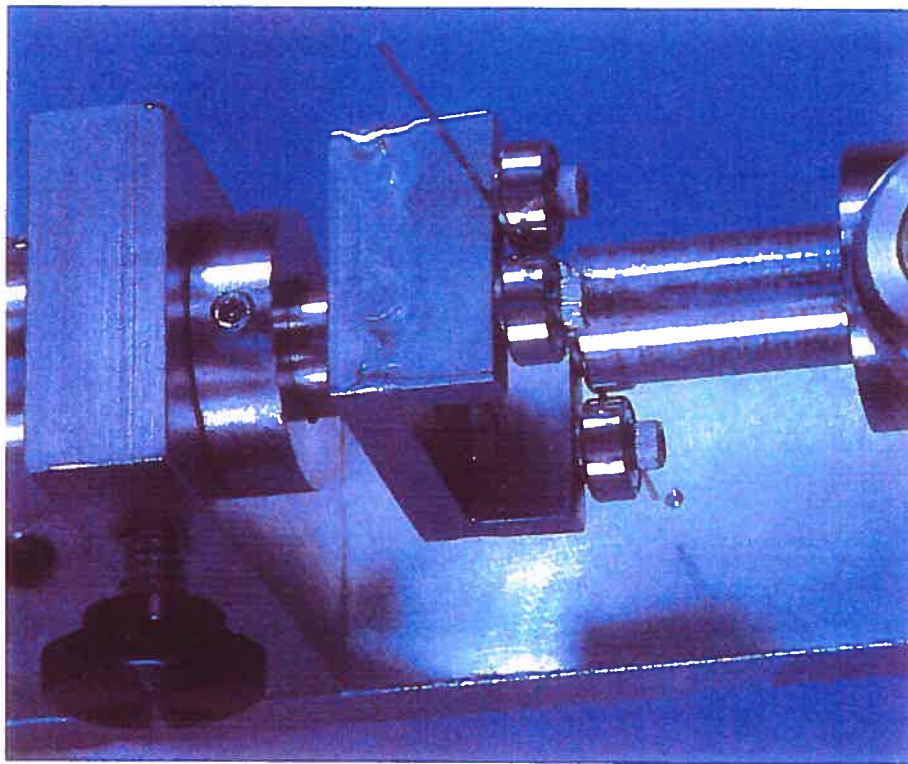


Figure 3.9: En configuration active, les roulements à billes créent une déflexion du fil et conservent l'orientation verticale du fil

Les fils d'acier inoxydable rectangulaires 0,019" x 0,025" ont été utilisés. Il s'agit du fil le plus grandement utilisé par les orthodontistes lors de mécaniques de glissement avec des boîtiers ayant des gorges de 0,022" de hauteur (Kusy et Whitley, 1997).

Le fil était ligaturé au besoin avec les modules élastomériques SUPERSLICK de TP Orthodontics. Ces derniers furent privilégiés car ils furent récemment démontrés supérieurs aux autres types de ligatures élastomériques et métalliques (Hain et coll, 2003). Bien que ces ligatures soient plus performantes en milieu humide car elles

deviennent gluantes et lubrifient le système, tous les tests furent exécutés dans un environnement sec.

La littérature est très controversée à ce sujet, bien que des conditions ambiantes soient moins représentatives du milieu oral, on ne connaît pas l'effet des différents fluides utilisés en laboratoire. Selon la composition du mélange, on observe un effet lubrifiant ou adhésif. Dans leur article de 1997, Kusy et Whitley avancent qu'il est préférable et approprié de procéder aux évaluations frictionnelles à température et conditions atmosphériques ambiantes.

3.2.2.2 Exécution des tests

La base du montage étant fixée sur la base de la machine INSTRON 4201. Le fil est inséré dans une pince située sur la portion transversale mobile de l'INSTRON (Figure 3.10).

Les fils et boîtiers étaient sortis de leur emballage délicatement, nettoyés à l'alcool et inspectés visuellement afin de détecter toutes imperfections macroscopiques. Une fois le boîtier collé sur le cylindre et le fil ligaturé en place, l'opérateur était prêt à réaliser le test.



Figure 3.10: Pince tenant le fil à la portion mobile de la machine INSTRON

Selon l'étude de Wanono (2003), les modules élastomériques TP superslick montrent une variabilité intra-groupe initiale importante et ils appliquent une force élevée sur le fil lors de l'installation. Il a été démontré qu'après vingt-quatre heures, cette variabilité chutait dramatiquement, les modules devenaient équivalents et la force appliquée diminuait de 45 %. Après une période de deux semaines, la force résiduelle était de 43 %. C'est ainsi dire que la déperdition des forces est très faible à partir de la deuxième journée.

Afin de minimiser toute variabilité due aux ligatures et de réduire la force appliquée par celles-ci, tous les modules furent pré-étirés pour une durée de quarante-huit heures préalablement aux essais. Ils s'agissait tout simplement de ligaturer un fil 0,019" x 0,025" sur des boîtiers jumeaux réguliers deux jours avant l'utilisation des modules.

Une attention particulière fut portée afin de minimiser les vibrations ambiantes pouvant affecter la résistance du système et influencer la lecture de l'opérateur.

L'appareil INSTRON était configuré pour exercer une traction sur le fil à une vitesse de 10 mm / min sur une distance de 5 mm. Ce sont les mêmes paramètres que les études de Kusy et ses collaborateurs (1992), Burstone et Farzin-Nia (1995) et El-Khatib (2001). La mise à zéro de l'appareil fut réalisée avant chaque essai.

La résistance au glissement mesurée correspond à la force de friction statique. Selon le groupe de Prosski (1991), il est préférable de mesurer la force de friction statique puisque le mouvement dentaire orthodontique ne se fait pas à une vitesse constante et de manière ininterrompue. On mesure donc la force nécessaire pour libérer le fil d'un système; cela se traduit cliniquement par la perte de force appliquée d'un système fil / boîtier dans une configuration précise.

Comme le préconise EL-Khatib (2001), il s'agit d'établir la courbe force-déplacement sur laquelle on obtient la mesure de choix, c'est-à-dire le premier pic d'importance. Ce point correspond à f_{sm} , mesurée en newton. Étant donné qu'en

orthodontie on ne tient pas compte de l'accélération produite par les forces utilisées, on peut dire que $1 \text{ N} = 102 \text{ g}$.

Le choix de variation de l'inclinaison en deuxième ordre fut établi comme suit :

Nous voulions obtenir des données en configuration passive pour tous les groupes. Pour ce faire, il fallait coller le boîtier sur le cylindre en alignant la gorge avec la marque zéro sur le rapporteur d'angle. Une fois le fil dans la gorge, il était facile d'évaluer visuellement la passivité en pivotant légèrement le cylindre sur lui-même. Advenant une erreur de collage, le rapporteur pouvait être mobilisé sur le cylindre pour obtenir la passivité à zéro degré.

En configuration active, nous voulions avoir une mesure représentant une situation de bandage et une de morsure. Comme nous l'avons démontré, la largeur du boîtier et la hauteur de la gorge influencent l'index d'un boîtier. Dans notre étude, tous les boîtiers présentaient une gorge de 0,022" de hauteur. Il s'agit de calculer l'angle de contact critique théorique du boîtier le plus étroit afin d'établir des angles expérimentaux valables pour tous les groupes.

Le boîtier le plus étroit est le "SPEED"; la largeur de ce boîtier tel que mesurée électroniquement par Thorstenson et Kusy (2002) est 0,093". Quel est l'angle critique minimal sur un fil 0,019" x 0,025" ?

$$\theta_c = 57.3 \text{ (Index de clairance) / (Index du boîtier)}$$

$$\theta_{c \text{ SPEED}} = 57.3 (1 - (0,019 / 0,022) / (0,093 / 0,022))$$

$$\theta_{c \text{ SPEED}} = 1,9^\circ$$

Dans le but d'être certain de créer le bandage de tous les systèmes et pour faciliter les manipulations nous avons décidé de procéder à 6°. Le troisième angle fut établi à 12°; après quelques essais, la déformation plastique du système était évidente.

Nous avons donc évalué douze sortes de boîtiers selon trois inclinaisons différentes pour un total de cinq cent quarante tests frictionnels.

3.3 Deuxième partie : Évaluation de la résistance au glissement du boîtier SPEED

Malgré les prétentions de l'inventeur Hanson et du fabricant du boîtier SPEED, une importante résistance au glissement fut remarquée à la clinique d'orthodontie de l'Université de Montréal. Bien que la phase initiale d'alignement soit remarquablement rapide avec le boîtier SPEED, la phase de gestion des espaces semble plus lente.

La compagnie Strite recommande l'utilisation de fils de section ronde ou encore le fil D-wire (Figure 3.1) afin d'optimiser le glissement du boîtier. Pour élucider ce problème, nous avons soumis le boîtier auto-ligaturant actif SPEED à une série de tests frictionnels avec différents fils.

3.3.1 Les spécimens testés

Bien que la liste des fils évalués (Tableau VI) ne soit pas exhaustive, elle représente bien la gamme disponible pour les mécaniques de glissement. Comme dans la première partie de l'étude, quinze échantillons par groupe furent évalués.

Dimensions en pouce	Matériau	Manufacturier
0,020	SS	3M / Unitek
0,016 x 0,022	SS	3M / Unitek
0,017 x 0,025	SS	3M / Unitek
0,018 x 0,025	SS	3M / Unitek
0,019 x 0,025	SS	3M / Unitek
0,019 x 0,025	TMA	Ormco
0,021 x 0,021 D-wire	SS	Strite Industries
0,021 x 0,021 D-wire	Ni-Ti	Strite Industries

Tableau VI : Série de fils utilisés pour l'étude du boîtier SPEED. SS = Acier inoxydable, TMA = Titane-Molybdène Alloy et Ni-Ti = Nickel-titane

3.3.2 Tests de friction

Les évaluations furent exécutées sur le même montage, selon les mêmes réglages et conditions que la première partie de l'étude. Le boîtier SPEED fut évalué avec huit fils différents selon trois inclinaisons pour un total de trois cent soixante évaluations.

3.4 Analyse statistique

La moyenne et l'écart-type furent calculés pour chaque série d'évaluations. Les données sont présentées sous forme d'histogrammes avec ces paramètres.

La première vérification effectuée fut un test appelé «Within-subjects effects». Ce test démontre si l'effet d'une variable est toujours le même. Dans notre étude, nous voulions savoir si l'effet du degré était le même indépendamment des produits testés.

L'hypothèse nulle est : il n'y a pas de différence entre les différents groupes de l'étude. Pour valider ou rejeter celle-ci nous avons utilisé l'analyse de variance univariée, l'analyse de variance en mesures répétées et les tests de comparaisons Post Hoc selon la méthode Tukey. La valeur alpha retenue comme seuil d'acceptation est 0,05.

Finalement, nous avons divisé les groupes par la méthode Tukey HSD Homogeneous Subsets pour bien illustrer les performances des différentes combinaisons fil / boîtier. Ceci permet de dresser des tableaux de sous-groupes homogènes. Dans de tels tableaux, il n'y a pas de différences statistiquement significatives parmi tous les produits d'une même colonne.

3.5 Sources d'erreurs

La mise en place du boîtier sur le cylindre est une étape critique. L'annulation de la prescription ainsi que l'alignement de la gorge avec la marque zéro sur le rapporteur sont difficiles à réaliser. Pour ce faire, un fil rond d'environ dix centimètres était inséré dans la gorge et utilisé comme bras de levier, un tel dispositif est beaucoup plus sensible aux petites variations de position. Si une erreur survenait, il s'agissait de modifier le zéro degré sur le rapporteur ajustable. Cet alignement se faisait visuellement et il a pu se glisser des erreurs tout au long des nombreuses manipulations.

Une contamination du système peut mener à une mesure erronée. L'opérateur devait nettoyer tout le système avec de l'éthanol 70 % avant d'effectuer chaque test. Le bruit, la circulation d'air et les vibrations environnantes représentent également des sources d'erreurs possibles.

Lors de la lecture de la résistance, il fut généralement facile de déterminer le premier pic d'importance malgré qu'occasionnellement l'exercice était assez ambigu.

La collection et l'enregistrement manuels des données constituent également des sources potentielles d'erreurs.

CHAPITRE QUATRE

DESCRIPTION DES RÉSULTATS

4. DESCRIPTION DES RÉSULTATS

En premier lieu, nous voulions savoir si l'effet de modification de l'angle de contact était le même pour tous les tests indépendamment des produits utilisés. Pour ce faire, nous avons utilisé les tests de «Within-Subjects Effects». Nous pouvons affirmer que la modification de l'angle de contact a un effet variable et ce, avec un seuil de fiabilité $p < 0,0001$.

4.1 Première partie: Résistance au glissement des différents boîtiers

Les valeurs moyennes et les écart-types de résistance au glissement des douzes groupes de boîtiers sur un fil d'acier inoxydable 0,019" x 0,025" selon trois inclinaisons sont présentés dans le tableau VII. L'unité de mesure est le newton (N); une force de 1 N correspond à 102 g. Les écart-types des différents groupes sont petits, ce qui indique l'élaboration d'un protocole expérimental rigoureux, reproductible, fidèle et permettant l'obtention de données bien regroupées.

	0 degré	6 degrés	12 degrés
Speed	1,57 ± 0,31	4,12 ± 1,19	5,30 ± 1,49
In-Ovation R	1,14 ± 0,19	1,91 ± 0,63	4,85 ± 1,12
Damon II	0,23 ± 0,13	0,89 ± 0,31	7,23 ± 0,72
Time	0,75 ± 0,18	2,41 ± 1,01	5,06 ± 1,31
Omniarch	1,16 ± 0,29	1,83 ± 0,40	3,41 ± 1,14
Mystique	1,38 ± 0,35	7,06 ± 1,06	9,42 ± 2,05
Inspire	1,55 ± 0,22	Non disponible	Non disponible
Clarity	1,33 ± 0,14	2,25 ± 0,75	3,67 ± 0,97
MXI	1,03 ± 0,26	2,45 ± 0,42	3,57 ± 0,87
Virage	1,13 ± 0,16	2,27 ± 0,34	3,26 ± 0,80
Illusion	1,27 ± 0,29	3,35 ± 1,18	6,81 ± 1,66
Signature III	0,97 ± 0,26	3,94 ± 1,30	9,72 ± 3,21

Tableau VII: Moyennes et écart-types de la résistance au glissement en newtons selon différentes inclinaisons

Les évaluations furent aisément réalisées sauf pour le groupe Inspire. Lorsque soumis aux tests de friction, les boîtiers de saphir monocristallin fracturaient à répétition. À six degrés, un boîtier sur deux fracturait alors qu'à douze degrés plus de dix boîtiers ont éclaté (Figure 4.1). Le point de déformation plastique est donc rapidement atteint, le matériau est fragile. Les ailerons mésiaux et / ou distaux brisaient constamment.

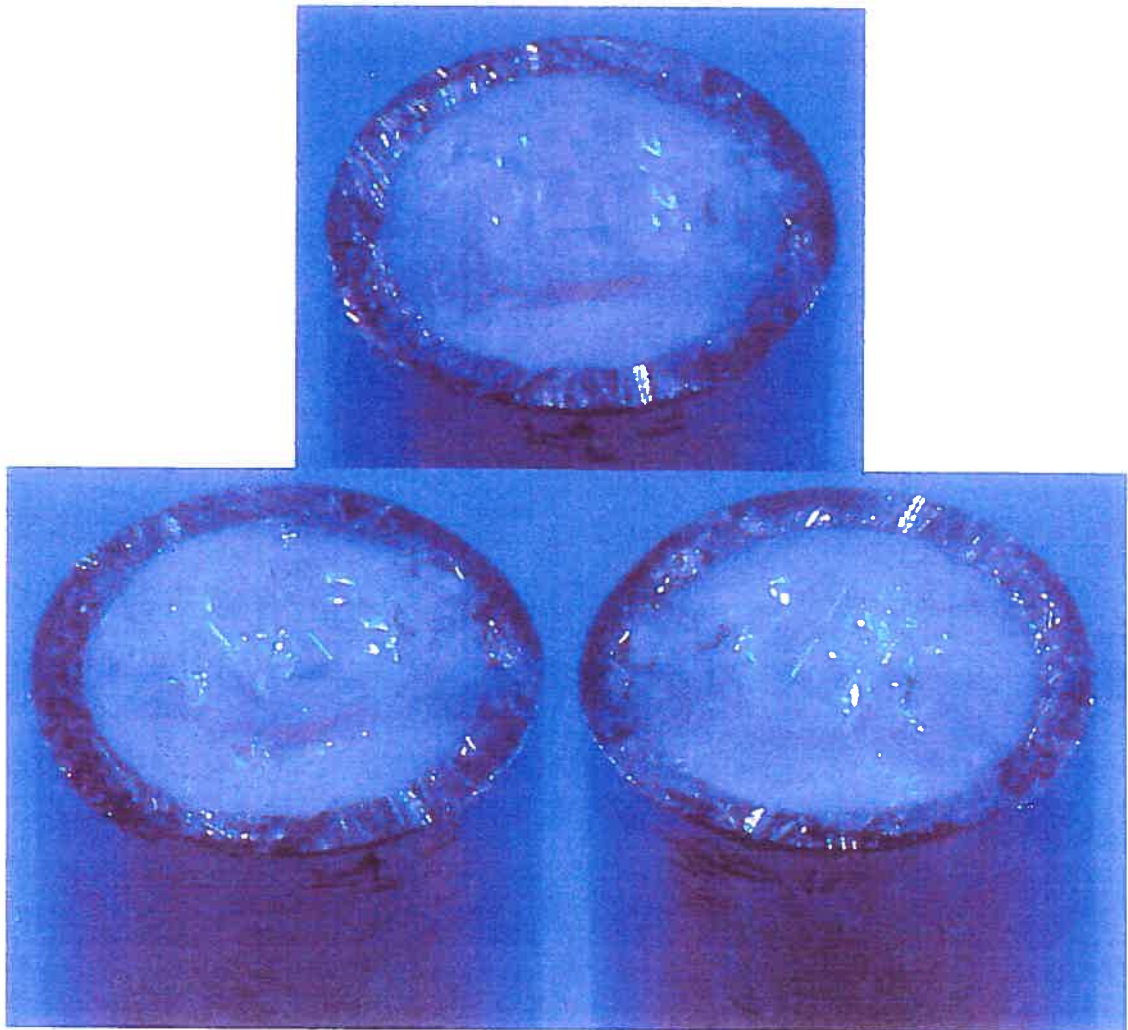


Figure 4.1 : Image supérieure : Boîtier Inspire d'ormco avant évaluation. On remarque l'intégrité des ailerons mésiaux et distaux. Images inférieures : Différentes vues du même boîtier après un test de résistance au glissement en configuration active. Une portion de la gorge et deux ailerons sont fracturés.

4.1.1 La configuration passive

Lorsque l'angle de contact est égale à 0, on parle de friction classique. Les résultats de la configuration passive sont représentés graphiquement dans la figure 4.2. Le tableau VIII indique les sous-groupes homogènes selon le test de comparaisons multiples Tukey HSD. Les membres d'un sous-groupe sont statistiquement équivalents avec un seuil d'incertitude $p < 0,05$. L'ordre croissant de résistance est présenté verticalement.

Le boîtier auto-ligaturant DAM est le plus performant avec une valeur moyenne de 0,23 N alors que les boîtiers CLA, MYS, INS et SPE sont les derniers avec respectivement 1,33, 1,38, 1,55 et 1,57 N, soit environ 6 fois plus que DAM. Étonnamment, les boîtiers auto-ligaturants ne sont pas tous en tête du classement. En effet, bien que DAM et TIM occupent les première et deuxième positions, INO est sixième et SPE est douzième.

Les performances des différents boîtiers de céramique sont plus semblables. En effet, il y a une différence de 0,58 N entre le boîtier démontrant le plus de résistance (INS avec 1,55 N) et le plus performant (SIG avec 0,97 N). La plupart des boîtiers esthétiques présentent un comportement frictionnel comparable au groupe contrôle OMN illustré en gris sur les graphiques.

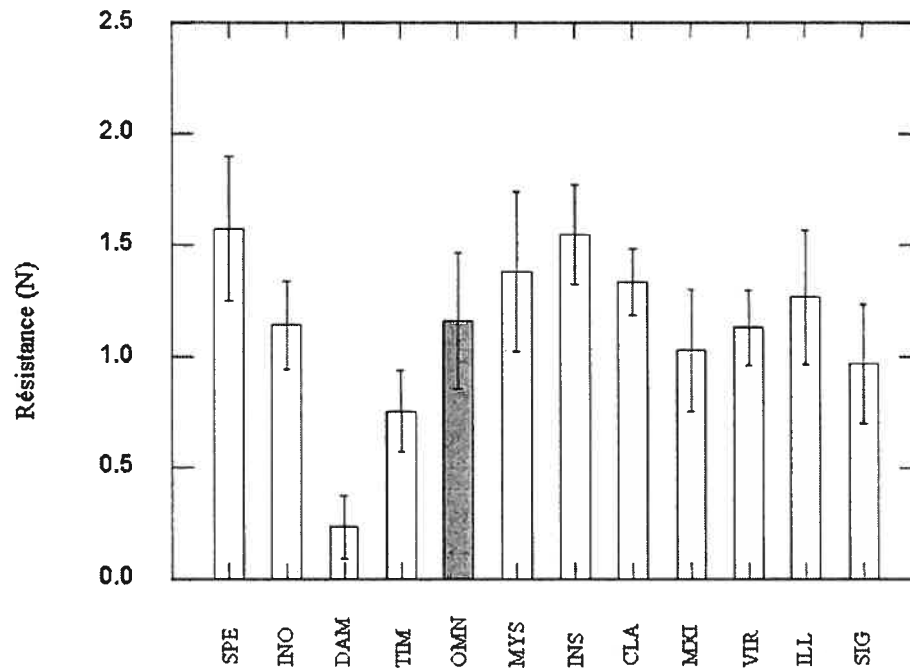


Figure 4.2: Résistances moyennes au glissement en configuration passive

BOÎTIERS	SOUS-GROUPES						
	1	2	3	4	5	6	7
DAM	0,23						
TIM		0,75					
SIG		0,97	0,97				
MXI		1,03	1,03	1,03			
VIR			1,13	1,13	1,13		
INO			1,14	1,14	1,14		
OMN			1,16	1,16	1,16		
ILL				1,27	1,27	1,27	
CLA					1,33	1,33	1,33
MYS					1,38	1,38	1,38
INS						1,55	1,55
SPE							1,57

Tableau VIII: Sous-groupes homogènes en configuration passive. Obtenus à

l'aide du test pour comparaisons multiples Tukey HSD, $p < 0,05$.

4.1.2 La configuration active

La configuration active est présentée en deux parties selon l'angle de contact utilisé. En utilisant un angle de contact de six degrés, nous reproduisons le bandage d'un système. Les résultats des évaluations selon une inclinaison de 6 degrés sont présentés à la figure 4.3 et le tableau IX montre les sous-groupes homogènes lorsque $p < 0,05$.

Le système passif DAM est encore une fois supérieur aux autres boîtiers. Lors de la configuration passive, il y avait un écart de 0,52 N entre DAM et le deuxième sous-groupe, trois boîtiers métalliques (deux auto-ligaturants et un conventionnel) sont considérés homogènes dans le sous-groupe numéro 1: DAM, OMN et INO avec des valeurs sous les 2 N. On retrouve les autres systèmes auto-ligaturants, TIM en sixième position et SPE en onzième position avec des valeurs respectives de 2,41 et 4,12 N.

Le tout nouveau boîtier MYS est dernier avec une importante résistance de 7,06 N. Les autres boîtiers esthétiques sont dispersés dans le classement avec des valeurs allant de 2,25 à 3,94 N. Seulement CLA, VIR et MXI sont comparables au contrôle OMN parmi les boîtiers esthétiques. Tel que mentionné, il fut impossible d'obtenir les données désirées avec le boîtier INS de la compagnie ORMCO.

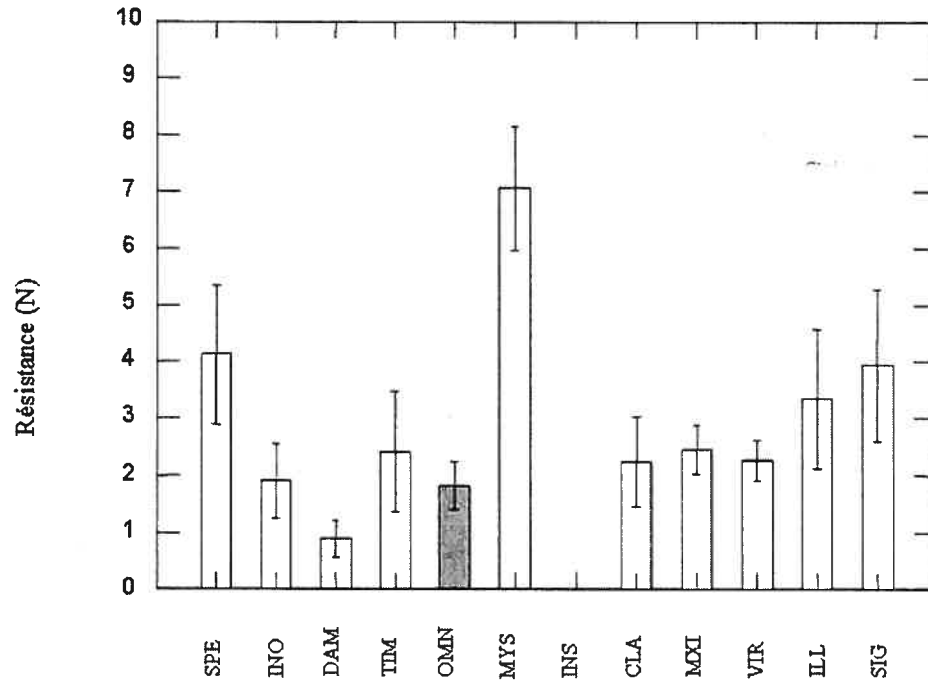


Figure 4.3: Résistances moyennes au glissement en configuration active,

$$\theta = 6 \text{ degrés}$$

BOÎTIERS	SOUS-GROUPES				
	1	2	3	4	5
DAM	0,89				
OMN	1,83	1,83			
INO	1,91	1,91			
CLA		2,25			
VIR		2,27			
TIM		2,41	2,41		
MXI		2,45	2,45		
ILL			3,35	3,35	
SIG				3,94	
SPE				4,12	
MYS					7,06

Tableau IX: Sous-groupes homogènes pour la configuration active, $\theta = 6$ degrés.

Obtenus à l'aide du test pour comparaisons multiples Tukey HSD, $p < 0,05$.

Les résultats des analyses frictionnelles en configuration active à douze degrés sont présentés à la figure 4.4, le tableau X présente les sous-groupes homogènes lorsque $p < 0,05$.

À cette inclinaison, les boîtiers auto-ligaturants INO, TIM, SPE et DAM sont classés cinquième, sixième, septième et neuvième avec des valeurs allant de 4,85 N pour INO à 7,23 N pour DAM. Le boîtier DAM, qui était bon premier dans les deux premières séries d'évaluation (0 et 6 degrés), se trouve loin derrière en situation de morsure.

Les boîtiers esthétiques VIR, MXI et CLA sont encore une fois dans le même sous-groupe que le boîtier métallique conventionnel OMN. Les boîtiers d'alumine polycristalline sans glissière métallique ILL, MYS et SIG sont les moins performants du groupe des esthétiques lorsque l'angle de contact est de douze degrés. Les données pour le boîtier INS sont toujours manquantes en raison des fractures répétées du saphir monocristallin.

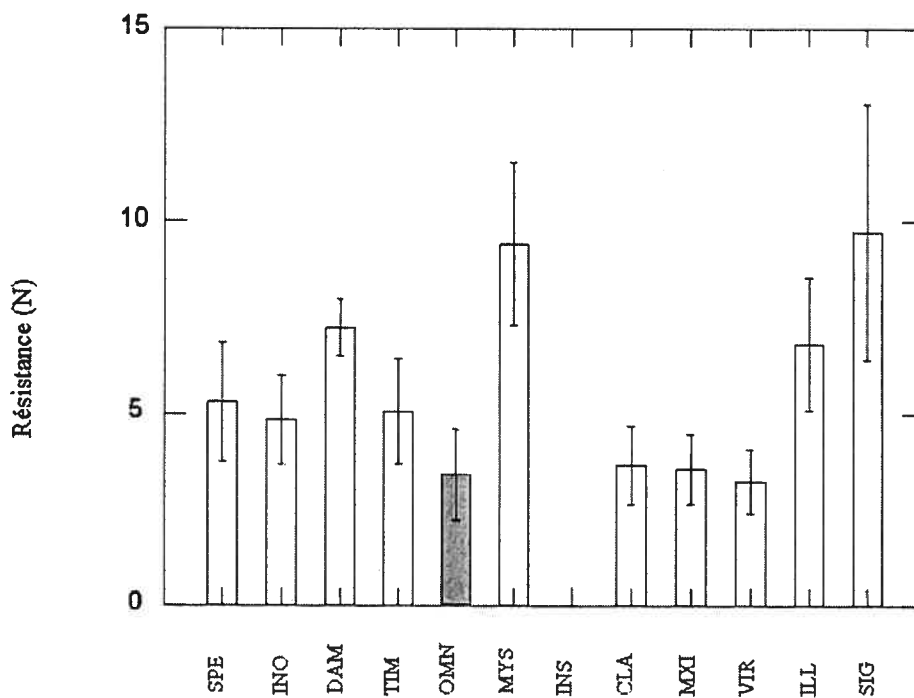


Figure 4.4: Résistances moyennes au glissement en configuration active,

$\theta = 12$ degrés

BOÎTIERS	SOUS-GROUPES				
	1	2	3	4	5
VIR	3,26				
OMN	3,41				
MXI	3,57	3,57			
CLA	3,67	3,67			
INO	4,85	4,85			
TIM	5,06	5,06	5,06		
SPE		5,3	5,3		
ILL			6,81	6,81	
DAM				7,23	
MYS					9,42
SIG					9,72

Tableau X: Sous-groupes homogènes pour la configuration active, $\theta = 12$ degrés.

Obtenus à l'aide du test pour comparaisons multiples Tukey HSD $p < 0,05$.

4.2 Deuxième partie: SPEED et les différents fils

Les valeurs moyennes et écart-types de résistance au glissement des huit groupes de fils selon les trois inclinaisons sont présentées dans le tableau XI. Une force de 1 N correspond à 102 g.

Fils (po)	0 degré	6 degrés	12 degrés
0,020 SS	0,68 ± 0,32	1,59 ± 0,31	1,94 ± 0,22
0,016 x 0,022 SS	0,89 ± 0,22	1,37 ± 0,30	1,87 ± 0,35
0,017 x 0,025 SS	1,05 ± 0,21	1,88 ± 0,22	2,77 ± 0,41
0,018 x 0,025 SS	1,25 ± 0,18	2,45 ± 0,52	4,75 ± 0,56
0,019 x 0,025 SS	1,57 ± 0,31	4,12 ± 1,19	5,3 ± 1,49
0,019 x 0,025 TMA	2,3 ± 0,28	2,91 ± 0,53	5,11 ± 1
0,021 x 0,021 D-wire SS	0,89 ± 0,26	1,36 ± 0,31	2,17 ± 0,28
0,021 x 0,021 D-wire Ni-Ti	0,37 ± 0,07	0,41 ± 0,2	0,99 ± 0,26

Tableau XI: Moyennes et écart-types de la résistance au glissement en newtons (N)

4.2.1 La configuration passive

Lors de la configuration passive, le D-Wire Ni-Ti est seul dans son sous-groupe avec une résistance au glissement de 0,37 N. Dans le deuxième sous-groupe, on retrouve dans l'ordre le fil rond 0,020" SS, le fil rectangulaire de petit calibre 0,016" x 0,022" SS et le D-Wire SS. On remarque que les résistances moyennes des fils rectangulaires 0,017" x 0,025" SS, 0,018" x 0,025" SS, 0,019" x 0,025" SS et 0,019" x 0,025" TMA sont toutes supérieures à 1 N. Les deux plus gros fils rectangulaires sont ceux démontrant la plus importante résistance au glissement avec des valeurs de 1,57 N pour 0,019" x 0,025" SS et 2,3 N pour 0,019" x 0,025" TMA, des valeurs quatre à cinq fois plus grandes que celle du D-Wire Ni-Ti (Figure 4.6 et tableau XII).

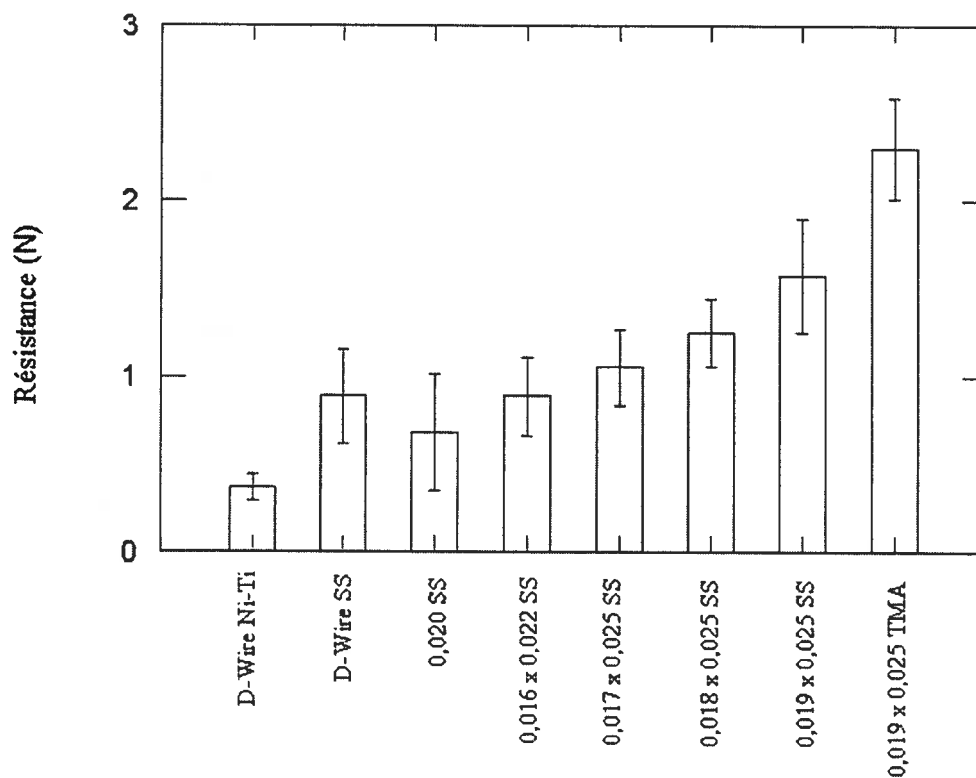


Figure 4.5: Résistances moyennes au glissement en configuration passive,

$$\theta = 0 \text{ degré}$$

BOÎTIERS	SOUS-GROUPES					
	1	2	3	4	5	6
D-Wire Ni-Ti	0,37					
0,020 SS		0,68				
0,016 x 0,022 SS		0,89	0,89			
D-Wire SS		0,89	0,89			
0,017 x 0,025 SS			1,05	1,05		
0,018 x 0,025 SS				1,25		
0,019 x 0,025 SS					1,57	
0,019 x 0,025 TMA						2,30

Tableau XII: Sous-groupes homogènes en configuration passive. Obtenus à l'aide du test pour comparaisons multiples Tukey HSD $p < 0,05$.

4.2.2 La configuration active

En configuration active, que ce soit à six ou à douze degrés, les fils 0,018" x 0,025" SS, 0,019" x 0,025" SS et 0,019" x 0,025" TMA montrent significativement plus de résistance au glissement que les autres fils. Bien que le coefficient de friction statique du TMA soit plus élevé que celui de l'acier inoxydable (El-Khatib, 2001), les valeurs moyennes de résistance au glissement du fil TMA sont inférieures à celles de l'acier lors de la configuration active. Cette différence est statistiquement significative lorsque l'angle de contact est de six degrés.

Lorsque l'angle de contact est de six degrés, les fils D-Wire Ni-Ti, D-Wire SS, 0,016" x 0,022" SS, 0,020" SS et 0,017" x 0,025" SS, occupent respectivement les cinq premiers rangs. Malgré le fait que le coefficient de friction statique du Ni-Ti soit nettement plus élevé que celui de l'acier inoxydable (El-Khatib, 2001), le D-Wire Ni-Ti présente une résistance de 0,41 N par rapport à 1,36 N pour le D-Wire SS. On remarque une franche augmentation lorsque les dimensions du fil atteignent 0,018" x 0,025".

Lorsque l'angle de contact atteint douze degrés, le D-Wire Ni-Ti est le fil le plus performant avec une résistance moyenne de 0,99 N soit près de 1 N de moins que les boîtiers du deuxième sous-groupe. Encore une fois, on remarque une franche augmentation (environ 2 N), plus importante que celle observée à six degrés d'inclinaison, lorsque les dimensions du fil atteignent 0,018" x 0,025".

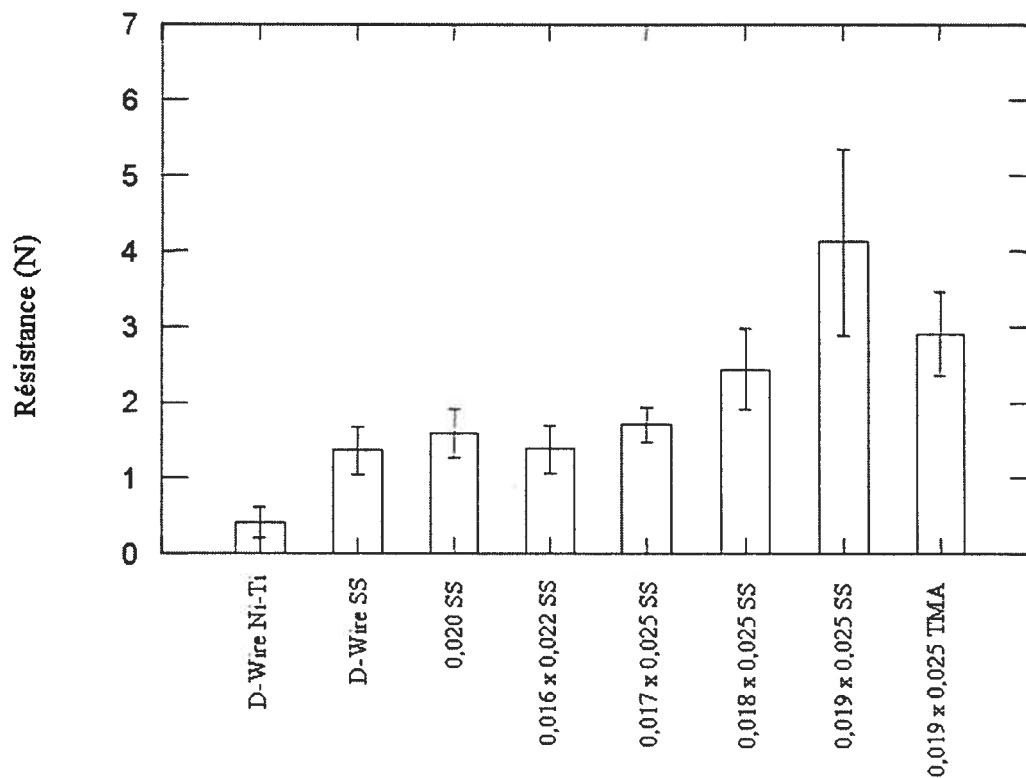


Figure 4.6: Résistances moyennes au glissement en configuration active,

$\theta = 6$ degrés

BOÎTIERS	SOUS-GROUPES				
	1	2	3	4	.5
D-Wire Ni-Ti	0,41				
D-Wire SS		1,36	1,36		
0,016 x 0,022 SS		1,37	1,37		
0,020 SS			1,59		
0,017 x 0,025 SS			1,88		
0,018 x 0,025 SS				2,45	
0,019 x 0,025 TMA				2,91	
0,019 x 0,025 SS					4,12

Tableau XIII: Sous-groupes homogènes en configuration active, $\theta = 6$ degrés.

Obtenus à l'aide du test pour comparaisons multiples Tukey HSD $p < 0,05$.

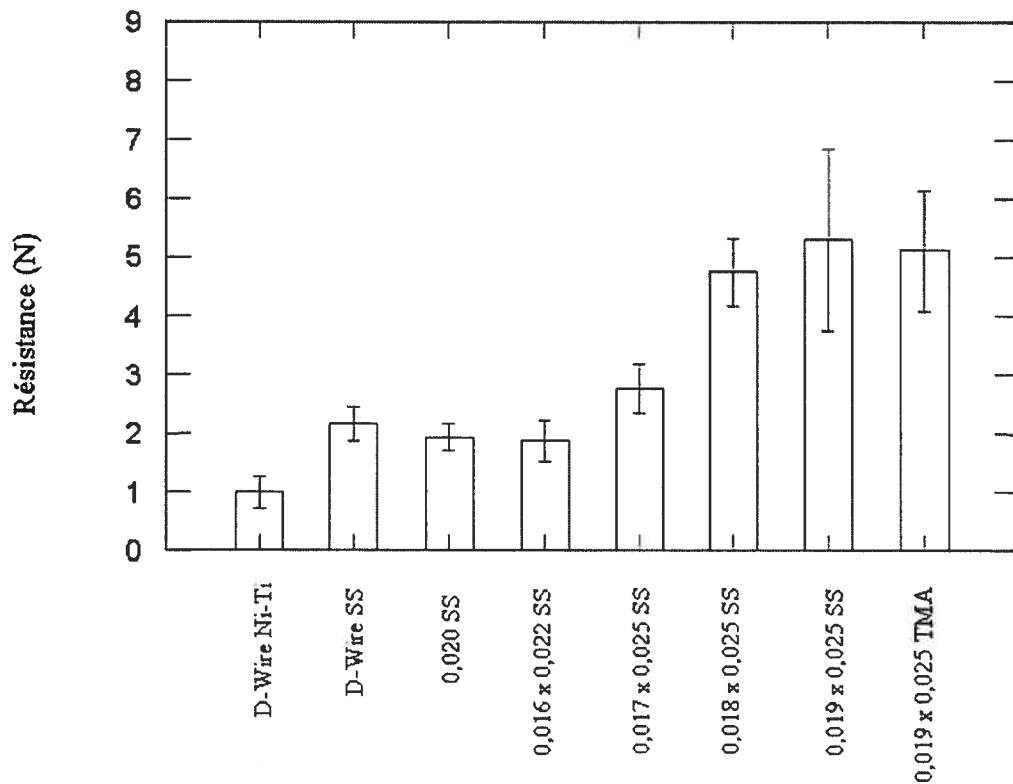


Figure 4.7: Résistances moyennes au glissement en configuration active,

$\theta = 12$ degrés

BOÎTIERS	SOUS-GROUPES			
	1	2	3	4
D-Wire Ni-Ti	0,99			
0,016 x 0,022 SS		1,87		
0,020 SS		1,94		
D-Wire SS		2,17	2,17	
0,017 x 0,025 SS			2,77	
0,018 x 0,025 SS				4,75
0,019 x 0,025 TMA				5,11
0,019 x 0,025 SS				5,30

Tableau XIV: Sous-groupes homogènes en configuration active, $\theta = 12$ degrés.

Obtenus à l'aide du test pour comparaisons multiples Tukey HSD $p < 0,05$.

CHAPITRE CINQ

DISCUSSION DES RÉSULTATS

5. DISCUSSION DES RÉSULTATS

Le protocole mis en place a bien fonctionné et très peu d'ajustements furent nécessaires à la mise au point du système de mesure. La faible dispersion des données nous porte à croire que la technique expérimentale établie est à point pour le genre d'étude que nous voulions réaliser. L'échantillonnage choisit ($n = 15$) a généré des statistiques significatives bien au-delà de nos espérances. Bien que le seuil de tolérance habituel pour les études frictionnelles *in-vitro* soit de 0,05, nous avons obtenu des différences significatives avec une valeur $p < 0,001$.

La modification de l'angle de contact entraîne une variation de la résistance au glissement. Tel que décrit par Kusy et son équipe, une augmentation de l'angle de contact amènera la transition de la configuration passive à la configuration active durant laquelle une importante augmentation de la résistance au glissement sera remarquée. Les résultats obtenus dans les deux portions de notre étude démontrent bien ce phénomène. L'augmentation de résistance n'est pas constante, elle varie selon le boîtier et / ou fil utilisés. Ceci fut validé statistiquement à l'aide du test de Within Subjects Effects selon la valeur $p < 0,001$.

Tel que mentionné précédemment, les évaluations frictionnelles furent exécutées à des inclinaisons de zéro, six et douze degrés. Avant d'entreprendre la fermeture des espaces, l'orthodontiste procède à l'alignement initial de même qu'au nivellement des

arcades. Ces phases initiales terminées, les gorges des boîtiers seront, théoriquement, toutes dans le même plan et un arc droit rigide pourra y être inséré passivement pour la fermeture des espaces. Comme l'illustre la figure 2.4, tout mouvement dentaire débute en configuration passive (inclinaison zéro degré). La force appliquée provoquera le bandage et il y aura éventuellement retour à la position zéro degré après le redressement des racines. Compte tenu de la rigidité des fils et de l'ampleur des forces employées, il est peu probable que l'angle de contact atteigne douze degrés lors du recul d'une dent par mécanique de glissement. Bien que fort intéressantes, les données amassées selon un angle de contact de douze degrés sont cliniquement moins significatives. La discussion portera donc sur les résultats des inclinaisons de zéro et de six degrés.

5.1 Première partie : Étude comparative des différents boîtiers

L'engouement des orthodontistes pour les nouveaux matériaux est phénoménal. Que ce soit au niveau des fils, des adhésifs, des élastiques, des boîtiers, ..., ceux-ci n'hésitent pas à dépenser des fortunes sans même s'interroger sur les bienfaits réels de ces nouveautés. Le but premier des études d'évaluation / validation des matériaux orthodontiques est de recueillir, d'organiser et de présenter scientifiquement l'information aux professionnels qui, par la suite, pourront porter un jugement critique sur les différents produits disponibles. Le but principal de cette étude était de comparer le comportement frictionnel des principaux produits esthétiques et auto-ligaturants offerts sur le marché québécois.

5.1.1 Les différents boîtiers auto-ligaturants

Le but de cette portion était de vérifier si le comportement frictionnel des boîtiers auto-ligaturants est différent de celui du groupe contrôle.

Lorsque l'angle de contact est plus petit que l'angle critique, la principale composante de la résistance au glissement est la friction classique. Celle-ci étant déterminée par le coefficient de friction du système et la force normale appliquée sur les surfaces en contact, il semble logique que le boîtier passif DAM, avec lequel il n'y a pas de force normale, soit supérieur aux systèmes actifs ainsi que tous les autres boîtiers esthétiques. Le boîtier TIM est également supérieur au groupe contrôle OMN quant à la résistance au glissement. Le boîtier INO est équivalent à OMN alors que SPE génère significativement plus de friction qu'un boîtier métallique conventionnel.

En situation de bandage, le portrait n'est pas tout à fait le même. Bien que DAM démontre la résistance la plus faible, il est statistiquement équivalent au groupe contrôle et à INO. Le boîtier TIM génère plus de résistance que DAM mais il est équivalent à INO et OMN. Le populaire système SPE est loin derrière avec une valeur astronomique de 4,12 N. C'est ainsi dire que la nette supériorité du système passif DAM se voit grandement diminuée lorsque l'angle de contact est supérieur à l'angle critique. Au-delà de cet angle, les composants majeurs de la résistance au glissement sont les phénomènes de bandage et de morsure et non plus la pression appliquée par la portière.

Kusy et Thorstenson (2001) rapportent que le boîtier Damon génère moins de résistance au glissement qu'un boîtier métallique conventionnel et ce, peu importe l'angle de contact. Nous sommes en désaccord avec cette affirmation car la passivité de la portière devient futile lors de la configuration active.

Dans une étude parue en 2002 portant sur ces mêmes boîtiers auto-ligaturants, Thorstenson et Kusy révisent leurs conclusions. En effet, lors de la configuration passive le boîtier Damon II génère nettement moins de résistance sur un fil d'acier 0,019" x 0,025" que les trois autres systèmes. Le système SPE démontre une plus grande résistance au glissement que les autres boîtiers. Ils ont observé que le comportement des différents boîtiers en présence de bandage est beaucoup plus homogène. Ce deuxième rapport est beaucoup plus conforme avec les résultats de notre étude.

Dans une autre étude parue en 2002, les mêmes auteurs ont évalué la résistance au glissement de six boîtiers auto-ligaturants sur un fil d'acier 0,018" x 0,025". Ils obtiennent les mêmes conclusions. En configuration passive, les boîtiers auto-ligaturants passifs ne génèrent pratiquement pas de résistance comparativement aux systèmes actifs et le boîtier SPE montre la plus grande friction classique. Le comportement des six différents boîtiers est semblable en configuration active.

Ces résultats sont similaires à ceux du groupe de Redlich (2003) qui remettait en question, avec raison, la prétendue absence de friction des boîtiers auto-ligaturants.

Dans leur étude sur la configuration passive, Cacciafesta et ses collaborateurs (2003) constatent une supériorité du boîtier Damon II par rapport aux autres appareils testés.

Les valeurs de résistance en configuration passive sont intéressantes car elles reflètent l'efficacité de la ligature ou de la portière. Parce que la friction classique est directement liée à la force normale, on peut conclure que le boîtier SPE possède la meilleure portière au niveau du maintien de l'engagement du fil dans la gorge du boîtier. Ceci explique partiellement la rapidité d'exécution des phases initiales de traitement avec ce boîtier.

Cependant, il n'y a pas de système parfait. Un système passif possède de bonnes compétences frictionnelles, mais le degré de liberté du fil dans la lumière amènera un certain délai lors des phases initiales d'alignement, l'inverse est vrai pour un système possédant une portière hautement active comme SPE. D'où l'intérêt d'utiliser les fils recommandés par le fabricant, D-wire, pour la fermeture des espaces une fois l'alignement et le nivellement terminés.

5.1.2 Les différents boîtiers esthétiques

Le but principal de cette portion était de comparer les différents boîtiers esthétiques les uns aux autres mais surtout par rapport au groupe contrôle OMN.

Lorsque l'angle de contact est inférieur à l'angle critique, tous les boîtiers esthétiques sauf INS de la compagnie ORMCO sont statistiquement équivalents au groupe contrôle OMN. La présence de glissières métalliques dans les groupes VIR et CLA n'apporte aucune différence significative sur la résistance au glissement. Les groupes SIG et MXI possèdent les valeurs de résistance moyennes les plus faibles et ne possèdent pas de glissière; SIG est machiné dans un bloc d'alumine polycristalline alors que la compagnie TP Orthodontics opte pour la technique de la céramique polycristalline liquide injectée dans un moule pour la fabrication des boîtiers MXI.

Avec un angle de contact de 6 degrés, les boîtiers CLA, VIR et MXI présentent des valeurs moyennes respectives de 2,25 N, 2,27 N et 2,45 N; ils sont tous statistiquement équivalents à OMN obtenant 1,83 N. Les autres boîtiers esthétiques ne performant pas aussi bien qu'un boîtier métallique conventionnel.

Étonnamment, le nouveau boîtier INS développé par la compagnie ORMCO n'a pu résister aux tests de friction. Dès que l'angle de contact était supérieur à l'angle critique, les contraintes générées dans le boîtier engendraient rapidement la propagation de fissures menant à l'éclatement d'un ou de plusieurs ailerons du boîtier. La compagnie ORMCO ne cesse de vanter les mérites de leur boîtier de saphir monocristallin tant au niveau esthétique que mécanique. Bien qu'il soit sans

contredit le plus transparent de tous les boîtiers esthétiques, INSPIRE démontre une fragilité déconcertante obligeant le praticien à modifier ses procédures cliniques : l'orthodontiste devra 1- augmenter délicatement le calibre de ses fils lors de l'alignement initial afin d'éviter de trop grandes forces au niveau des boîtiers, 2- éviter d'utiliser des fils trop rigides pour les plis de finition ou lors du repositionnement de boîtier et 3- utiliser des méthodes auxiliaires d'application de torque (inclinaison bucco-linguale) plutôt que de faire les ajustements nécessaires dans le fil.

Les performances du boîtier MYSTIQUE de la compagnie GAC sont également bien intéressantes. Leur nouveau design de boîtier dans lequel se trouve une glissière de silice n'est pas à la hauteur des prétentions rapportées par la compagnie ainsi que par l'étude de Bagby et Ngan (2003). Rappelons que cette étude est non-publiée, distribuée et publicisée par la compagnie GAC. Les auteurs y rapportent une résistance au glissement du boîtier MYS identique à celle de leur principal compétiteur, CLARITY de 3M / Unitek.

Les boîtiers esthétiques ne sont donc pas tous équivalents. Seulement CLA, VIR et MXI sont aussi performants que les boîtiers métalliques conventionnels. Kusy et Whitley (2001) ont obtenu les mêmes résultats avec CLA par rapport à un boîtier métallique conventionnel.

5.2 Deuxième partie : Performance du boîtier SPEED selon le fil utilisé

L'action continue de la portière du boîtier SPEED explique les résultats surprenants obtenus lors des phases d'alignement et de nivellement dentaire. Ce produit est grandement utilisé à la clinique d'orthodontie de l'Université de Montréal. Nous avons constaté que malgré la vitesse à laquelle les phases initiales se réalisent, la durée totale des traitements ne s'en voyait pas diminuée. Il semblerait que la fermeture des espaces prenne plus de temps qu'avec les autres types de boîtiers. Bien que le fil 0,019" x 0,025" d'acier inoxydable soit le plus utilisé pour les mécaniques de glissement avec des boîtiers dont la hauteur de la gorge est de 0,022", l'inventeur du SPEED ne recommande pas l'utilisation de ce fil.

Les faibles performances réalisées par le SPEED dans la première partie de l'étude ainsi que les recommandations de l'inventeur, le docteur Hanson, nous ont poussé à réaliser la deuxième partie. En effet, le Dr Hanson préconise l'utilisation de fil rond pour les mécaniques de glissement ou encore les fils à section en forme de D. Ces fils optimiseraient les qualités du boîtier et contribueraient à réduire la friction. Le but de la deuxième partie de l'étude était de quantifier la performance du boîtier SPEED lors de mécaniques de glissement selon le type de fil utilisé.

Tel qu'anticipé, en configuration passive, plus le fil est gros, plus la force N exercée par la portière est importante et plus la résistance au glissement est élevée. Nos résultats sont conformes à ceux de la plupart des études sur le sujet. Il fut rapporté que le coefficient de friction entre deux surfaces est un des déterminants majeurs de

la friction classique (Nanda, 1997 ; El-Khatib, 2001). Le TMA et le Nickel-titane possèdent des coefficients de friction plus élevés que celui de l'acier inoxydable, il est donc normal que la résistance au glissement de ces fils soit supérieure à celle d'un fil d'acier inoxydable. Il est cependant curieux de constater moins de friction avec le D-Wire Ni-Ti qu'avec le D-Wire d'Acier inoxydable.

La plupart des études de friction classiques furent exécutées avec des fils Ni-Ti provenant des compagnies 3M / Unitek, Ormco / A-Company ou GAC. Le fini de surface de ces différents produits est relativement rugueux et ne reflète pas la lumière. Par contre, le Ni-Ti utilisé dans la fabrication des D-Wires est bien poli et il réfléchit la lumière comme un miroir. Bien qu'aucune donnée n'existe, il se pourrait que le coefficient de friction du D-Wire Ni-Ti soit inférieur à ceux des autres fils Ni-Ti. Nos résultats suggèrent même qu'il serait inférieur à celui de l'acier inoxydable.

En configuration active, c'est la limite élastique du fil qui dicte la résistance au glissement du système. Rappelons que l'augmentation de la rigidité d'un fil réduit sa capacité élastique et entraîne une augmentation de la résistance au glissement (El-Khatib, 2001). Nos résultats démontrent bien ce phénomène. La résistance au glissement du D-wire Ni-Ti est bien inférieure à celle du D-Wire en acier (0,41 N par rapport à 1,36 N) ; la résistance au glissement du fil 0,019" x 0,025" TMA est de 2,91 N par rapport à 4,12 N pour le 0,019" x 0,025" SS.

Que ce soit en configuration passive ou active, on observe une franche augmentation de la résistance au glissement lorsque les dimensions du fil atteignent 0,018" x

0,025". Le docteur Hanson a raison d'affirmer qu'il est préférable de ne pas utiliser ces fils pour les mécaniques de glissement avec SPEED car ils créent une surcharge de la porte et amènent trop de friction. Nos résultats suggèrent, qu'avec le boîtier SPEED, il est soit préférable d'utiliser des fils de dimensions inférieures à 0,018" x 0,025" pour les mécaniques de glissement, un fil rond, ou encore mieux les fils préconisés par ce système : D-wire 0,021 x 0,021" Ni-Ti ou SS.

5.3 Signification clinique

Bien que le protocole mis en place ait produit des résultats statistiquement significatifs, il est nécessaire d'user de prudence lors de l'extrapolation clinique de ces valeurs de résistance au glissement obtenues. Les études in-vitro ne tiennent compte que d'une quantité limitée de paramètres, la clinique est une toute autre réalité.

Le design même du protocole expérimental ne représente pas les situations cliniques de glissement. En effet, au niveau du montage, la distance de 36 mm entre les différents systèmes de roulement à billes n'est pas représentative de la distance entre les boîtiers adjacents à une canine glissant le long d'un fil, une distance plus courte (≈ 25 mm) aurait été plus appropriée. De plus, l'espace simulant la hauteur de la gorge d'un boîtier au niveau des roulements à billes est très légèrement supérieur à 0,022". Cette légère clairance supplémentaire combinée à la distance exagérée de 36 mm font en sorte que les inclinaisons choisies de 6 et 12 degrés sont surestimées.

Bien que les conditions environnantes utilisées soient celles recommandées pour ce type d'étude frictionnelle, elles ne sont aucunement représentatives de la bouche d'un patient sous traitement orthodontique. Il est donc nécessaire de bien différencier les résultats provenant d'études in-vitro selon le protocole utilisé avec ceux provenant d'études in-vivo. Idéalement, il faudrait réaliser une étude in vivo selon le design "split mouth" et même encore, les différences biologiques entre les deux cotés de la

bouche d'un même patient combinées à l'importante variation inter-individuelle viendraient voiler les résultats.

Comme nous l'avons mentionné, le docteur Hanson rajoute 15 g de force pour contrer la perte de force appliquée. Dans notre étude, la plus faible valeur est d'environ 38 g avec le D-Wire Ni-Ti, plus du double de l'ajustement préconisé par Hanson. Théoriquement, s'il rajoutait seulement 15 g, il ne devrait pas y avoir de mouvement dentaire et pourtant, les cas traités lui donnent raison.

Cliniquement, certains orthodontistes déplacent les dents sur un fil d'acier inoxydable de gros calibre (0,018" x 0,025" ou 0,019" x 0,025") avec des forces appliquées d'environ 100 à 150 g. Selon nos résultats, ce serait insuffisant pour vaincre la perte de force appliquée avec la plupart des produits testés.

Plutôt que d'appliquer cliniquement les valeurs absolues de notre étude, il est plus judicieux de comparer les différences relatives des différents produits. Par exemple, le boîtier DAM utilisé sur un fil d'acier inoxydable, tel que recommandé par l'inventeur du système, ne génère pas moins de résistance au glissement que le boîtier SPE utilisé avec le D-Wire Ni-Ti comme le préconise le docteur Hanson. On peut donc affirmer que les composantes du système Damon II recommandées pour les mécaniques de glissement (boîtier Damon II et fil 0,019 x 0,025" SS) ne génèrent pas moins de résistance au glissement que le boîtier SPEED combiné au fil 0,021 x 0,021" D-wire Ni-Ti.

CHAPITRE SIX

CONCLUSIONS

6. CONCLUSIONS

1. La résistance au glissement est principalement influencée et directement proportionnelle à l'angle de contact entre le fil et la gorge du boîtier orthodontique.
2. Le boîtier auto-ligaturant passif Damon II génère moins de friction que tous les autres types de boîtiers lorsque l'angle de contact est inférieur à l'angle critique. Cependant, la passivité du système de glissière du Damon II devient non-significative lors de la configuration active.
3. En configuration active, les boîtiers auto-ligaturants ne génèrent pas moins de résistance au glissement que les boîtiers métalliques conventionnels.
4. Le boîtier SPEED possède la portière active la plus efficace.
5. La résistance au glissement n'est pas équivalente pour tous les boîtiers esthétiques. Les boîtiers Clarity, MXI et Virage démontrent un comportement frictonnel équivalent à celui du groupe contrôle.
6. Généralement, les boîtiers esthétiques sans gorge métallique (glissière) génèrent plus de friction que les boîtiers métalliques conventionnels à l'exception du boîtier de céramique injectée de la compagnie TP Orthodontics, le MXI.
7. Les boîtiers de saphir monocristallin Inspire ne peuvent tolérer un angle de contact de six degrés ou plus sur un fil d'acier inoxydable 0,019" x 0,025".
8. Le boîtier auto-ligaturant Speed montre une importante résistance au glissement lorsqu'utilisé sur un fil d'acier 0,019" x 0,025".

9. La portion de l'étude portant sur le boîtier Speed montre que le D-Wire Ni-Ti est le plus performant des fils testés en configuration passive et active.
10. Les forces de résistance mesurées avec les fils rectangulaires 0,018" x 0,025" et 0,019" x 0,025" suggèrent qu'il serait préférable de ne pas utiliser ces fils dans l'exécution de mouvements par glissement avec le boîtier SPEED.

Rappelons que ces conclusions sont tirées d'expérimentations in vitro et qu'il est nécessaire d'être prudent dans la transposition clinique de celles-ci.

Dans une perspective future, il serait intéressant d'évaluer les mêmes spécimens selon différentes conditions (humidité, température, vibrations...) afin de comparer les résultats obtenus avec ceux-ci. Par ailleurs, les boîtiers dont la hauteur de la gorge est 0,018" sont populaires au Québec, il serait donc intéressant de réaliser une étude portant sur la comparaison entre les deux tailles de gorges disponibles.

Une étude frictionnelle approfondie du boîtier SPEED s'impose car bon nombre de questions concernant ce système demeurent sans réponses. En effet, la compagnie Strite Industries fabriquent un fil appelé le SPEED-wire. Ce fil rectangulaire mesure 0,020 x 0,025" et est disponible en acier inoxydable ainsi qu'en nickel-titane. La particularité du SPEED-wire est son arrête gingivo-buccale arrondie, cette modification permet l'insertion d'un fil de gros calibre exprimant au maximum la prescription du boîtier et la fermeture plus aisée et sans déformation de la portière. L'évaluation frictionnelle du SPEED-wire nous guiderait dans la possibilité d'utiliser ce fil pour les mécaniques de glissement.

Bien que les D-wire présentent des propriétés frictionnelles intéressantes par rapport au fils conventionnels, les dimensions 0,021 x 0,021" et les deux arrêtes arrondies nuisent au maintien du torque corono-buccal lors de la rétraction des incisives en raison de la clairance créée dans une gorge 0,022 x 0,028". Cette question de perte de torque avec le système SPEED est bien vague. Il serait nécessaire d'évaluer l'efficacité de la portière du boîtier dans le maintien du torque, selon le fil utilisé, en comparaison avec les autres systèmes disponibles. Bien des stratégies de maintien de l'inclinaison bucco-linguale existent. Cependant, elles ont des implications au niveau frictionnel et encore une fois, les données scientifiques nous manquent.

De plus, la deuxième partie de l'étude ne constitue pas une évaluation exhaustive du boîtier SPEED, plusieurs fils de dimensions et d'alliages différents sont utilisés lors d'un traitement d'orthodontie. Une meilleure connaissance de la résistance au glissement du boîtier SPEED avec un grand nombre de fils permettrait une sélection plus judicieuse de ceux-ci.

Si les fils D-Wire Ni-Ti et SS furent performants avec le SPEED, qu'en est-il avec les autres boîtiers auto-ligaturants et esthétiques ? Aucune donnée n'existe sur ce sujet. Ces fils sont relativement récents, leurs propriétés et applications cliniques sont peu connues. De plus, l'évaluation du coefficient de friction statique du D-wire Ni-Ti permettrait de confirmer l'hypothèse émise quant à la friction diminuée de celui-ci par rapport au D-wire SS en configuration passive.

Depuis quelques années, il existe des fils esthétiques accompagnant les boîtiers en céramique. Généralement, ce sont des fils conventionnels recouverts d'un plastique ou teflon coloré. Cet enduit augmente les dimensions du fil et contribue sûrement à l'augmentation de la résistance au glissement. Aucune étude n'a été faite sur le comportement frictionnel des fils esthétiques qui sont de plus en plus populaires.

BIBLIOGRAPHIE

1. Andreason GF, Quevedo FR. Evaluation of frictional forces in the 0.022 x 0.028 edgewise bracket in vitro. *J Biomech* 1970; 3: 151-160.
2. Angle EH. The latest and the best in orthodontic mechanism. *Dent Cosmos*. 1928; 70: 1143-1158.
3. Bagby M, Ngan P. Investigation of frictional resistance of two ceramic brackets when subjected to variable moments. Preliminary report, West Virginia University, 2003.
4. Bazakidou E. Evaluation of frictional resistance of esthetic brackets. Master's thesis, University of Oklahoma, 1995.
5. Bednar JR, Gruendeman GW, Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991; 97: 219-28.
6. Berger JL. The SPEED appliance: a 14 year update on this unique self-ligating orthodontic mechanism. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1994; 105: 217-23.
7. Brantley WA, Eliades T. *Orthodontics Materials. Scientific and clinical aspects*. Thieme, Stuttgart. 2001: 144-72.
8. Brudvik P, Pygh P. Transition and determinants of orthodontic root resorption-repair sequence. *Eur J Orthod* 1995; 17: 177-88.

9. Burstone CJ, Farzin-Nia F. Production of low-friction and colored TMA by ion implantation. *J Clin Orthod* 1995; 34: 453-61.
10. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Ricciardi A, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2003; 124: 395-402.
11. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of conventional and metal-insert ceramic brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2003; 124: 403-9.
12. Cohen B. The rate of tooth movement in response to known applied force system (Master's Thesis). Winnipeg: University of Manitoba, 1987.
13. Damon DH. The rationale, evolution and clinical application of the self-ligating bracket. *Clin Orthop* 1998; 1: 52-61.
14. Daskalogiannakis J, MacLachlan KR. Canine retraction with rare earth magnets: an investigation into the validity of the constant force hypothesis. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996; 109: 489-95.
15. Drescher D, Bourquel C, Schumacher H. Frictional forces between bracket and arch wire. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1989; 96: 249-254.
16. Duff WG. Orthodontic tooth movement in response to known force systems: cuspid retraction (Master's Thesis). Winnipeg: University of Manitoba, 1987.
17. Edwards GD, Davies EH, Jones SP. The ex vivo effect of ligation technique on the static frictional resistance of stainless steel brackets and archwires. *Br J Orthod* 1995; 22: 145-153.

18. El-Hatib H. Évaluation in vitro du coefficient de friction statique de fils orthodontiques en nickel-titane et en TMA après implantation ionique à l'azote (Mémoire de maîtrise). Montréal : Université de Montréal, 2001.
19. Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and wire. *Am J Orthod* 1980; 78: 593-609.
20. Gianelly AA. Force-induced changes in the vascularity of the periodontal ligament. *Am J Orthod* 1969; 55: 5-11.
21. Gianelly AA, Goldman HM. Tooth movement. In *Biological basis of orthodontics*. Philadelphia: Lea and Febiger; 1971. p.116-204.
22. Hain M, Dhopatkar A, Rock P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2003; 123:416-22.
23. Hanson H. Threshold force selection. In *Speed User's guide* 1997: p 9. 1-2.
24. Harradine NWT, Birnie DJ. The clinical use of Activa self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996; 109: 319-28.
25. Hixon EH, Atikian H, Callow GE, McDonald HW, Tacy RJ. Optimal force, differential force, and anchorage. *Am J Orthod* 1969; 55: 437-57.
26. Isawaki LR, Haack JE, Nickel JC, Morton J. Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2000; 117: 175-83.
27. Kang B, Baek S, Mah J, Yang W. Three-dimensional relationship between the critical contact angle and the torque angle. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2003; 123: 64-73.
28. Kusy RP. Ongoing innovations in biomechanics and materials for the new millennium. *Angle Orthod* 2000; 70: 366-76.

29. Kusy RP. Taking the chatter out of sliding mechanics-addressing the vibration issue. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2002; 122: 124.
30. Kusy RP et O'Grady PW. Evaluation of titanium bracket for orthodontic treatment: part II the active configuration. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2000; 118: 675-84.
31. Kusy RP, Thorstenson BS. Resistance to sliding of self-ligating brackets versus conventional stainless steel twin brackets with second-order angulation in the dry and wet (saliva) states. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2001; 120: 361-70.
32. Kusy RP, Whitley JQ. Assessment of second-order clearances between orthodontic archwires and brackets slot via the critical contact angle for binding. *Angle Orthod* 1999; 69: 71-80.
33. Kusy RP, Tobin EJ, Whitley JQ, Sioshansi P. Frictional coefficients on ion-implanted alumina against ion-implanted beta-titanium in the slow load, low velocity, single pass regime. *Dent Mater* 1992; 8: 167-72.
34. Kusy RP, Whitley JQ. Coefficients of friction for arch wires in stainless steel and polycrystalline alumina bracket slots: the dry state. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990; 98: 300-12.
35. Kusy RP, Whitley JQ. Friction between different wire-bracket configurations and materials. *Sem Orthod*. 1997; 3: 166-177.
36. Nanda R. *Biomechanics in clinical orthodontics*. Saunders, Philadelphia, Pennsylvania. 1997: 332 p.
37. Popli K, Pratten D, Germane N, Gunsolley J. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. *J Dent Res* 1989; 68: 275 (A747).

38. Proffit WR. Contemporary Orthodontics, 3rd Ed., Mosby, Saint Louis, Missouri. 2000: 742 p.
39. Proski RR, Dagby MD, Erickson LC. Static frictional force and surface roughness of nickel-titanium arch wires. Am J Orthod Dentofac Orthop 1991; 100: 341-348.
40. Quate CF. The AFM as a tool for surface imaging. Surf Sci 1994; 299/300: 980-95.
41. Quinn RS, Yoshikawa DK. A reassessment of force magnitude in orthodontics. Am J Orthod 1985; 88: 252-60.
42. Read-Ward GE, Jones SP, Davies EH. A comparison of self-ligating and conventional orthodontic bracket systems. Br J Orthod 1997; 24: 309-17.
43. Redlich M, Mayer Y, Hanari D, Lewinstein I. In vitro study of frictional forces during sliding mechanics of reduced-friction brackets. Am J Orthod Dentofac Orthop 2003; 124: 69-73.
44. Reitan K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. Am J Orthod 1957; 43: 32-45.
45. Remise CH. L'arc segmenté de Charles J Burstone. Notes de cours : Biomécanique dentaire I et II. Section Orthodontie, Faculté de médecine dentaire, Université de Montréal, 2001.
46. Roberts WE, Ferguson DJ. Cell kinetics of the periodontal ligament. In Norton LA, Burstone CJ (editors): The biology of orthodontic tooth movement, Boca Raton, Fla, CRC Press, 1989.
47. Saunders CR, Kusy RP. Surface topography and frictional characteristics of ceramic brackets. Am J Orthod Dentofac Orthop 1994; 106: 76-87.

48. Serway RA. Lois du mouvement. In Physique I. Mécanique. 1992.
49. Shivapuja PK, Berger J. A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1994; 106: 472-480.
50. Spiller RE, Waters NE, Birnie DJ, Pethybrifge 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.
51. Storey E, Smith R. Force in orthodontics and its relation to tooth movement. *Austr J Dent* 1952; 56: 11-8.
52. Thorstenson GA, Kusy RP. Effects of ligation type and method on the resistance to sliding of novel orthodontic brackets with second-order angulation in the dry and wet states. *Angle Orthod* 2003; 73: 418-30.
53. Thundat T, Zheng XY, Chen GY, Warmack RJ. Role of relative humidity in atomic force microscopy imaging. *Surf Sci Lett* 1993; 294: 939-43.
54. 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.

