

Université de Montréal

Résistance à la fracture de boîtiers en céramique soumis à une contrainte de torque par le biais d'un fil en torsion, en acier ou en nickel-titane

Par

David ISSEMBERT

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 Science
en médecine dentaire
option orthodontie

mai, 2005

©David Issembert, 2005

WU

5

U58

2005

V. 005

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 :
Résistance à la fracture de boîtiers en céramique soumis à une contrainte de torque par le
biais d'un fil en torsion, en acier ou en nickel-titane

présenté par
David ISSEMBERT

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Docteur Athéna Papadakis, Section d'Orthodontie (président rapporteur)

Professeur Claude Remise, directeur de la Section d'orthodontie (directeur de recherche)

Professeur Daniel Fortin, Département de restauration (codirecteur)

Docteur George Papanastasoulis (membre du jury)



RÉSUMÉ

Cette étude est divisée en deux parties. L'objectif de la première est d'évaluer la résistance de 6 marques de boîtiers en céramique actuellement disponibles sur le marché quand ils sont soumis à la torsion d'un fil en acier. Le torque est appliqué sur un côté d'un boîtier d'incisive centrale dont la lumière est de 0,022x0,028 pouces, à l'aide d'un fil en acier inoxydable de dimension 0,021x0,028 pouces. Un montage similaire à celui utilisé par Holt en 1991 et Aknin en 1996 est utilisé pour tester des échantillons de 20 boîtiers par marque. Le montant de torque et le nombre de degrés de torsion au moment de la fracture sont mesurés. Les résultats démontrent que le boîtier Clarity® (3M, Unitek) est plus résistant que les autres boîtiers testés. Ils démontrent également que tous les autres boîtiers testés pourraient fracturer même sous des forces couramment utilisées.

Dans la seconde partie de l'étude, des fils en nickel-titane de dimension 0,022x0,028 pouces sont utilisés pour appliquer du torque sur les boîtiers précédemment évalués. Aucun de ces boîtiers ne s'est fracturé pour des angles de torsion inférieurs à 82°. Ainsi, les fils en ni-ti apparaissent comme une bonne alternative à ceux en acier pour éviter la fracture des boîtiers en céramique lors de l'application de torque.

ABSTRACT

This study is divided into two parts. The purpose of the first part is to determine the fracture resistance of six commercially available ceramic brackets during stainless steel arch wire torsion. Torque is applied to one side of a maxillary central incisor bracket with a 0,022x0,028” slot by means of a 0.021x0.028” stainless steel wire. An apparatus similar to the one formerly described by Holt in 1991 and Akin in 1996 is used to test the ceramic brackets in sample groups of 20. The amount of torque and degree of torsion at the time of fracture is measured. The results show that the Clarity[®] bracket (3M, Unitek) is more resistant than any of the other six ceramic brackets tested. Furthermore our finding also show that all the other brackets tested could fracture even under currently used forces.

In the second part of this study, 0.022x0.028” nickel-titanium wires are used to apply torque to the ceramic brackets. None of the brackets fractured under torsion inferior to 82°. Therefore nickel-titanium wires seem to be a better alternative to stainless steel thus preventing ceramic bracket fracture.

TABLE DES MATIÈRES

Résumé.....	iii
Abstract.....	iv
Table des figures.....	vii
Table des tableaux.....	viii
Table des diagrammes.....	ix
Liste des sigles et abréviations.....	x
Remerciements.....	xi
1 INTRODUCTION.....	2
2 REVUE DE LITTÉRATURE.....	7
2.1 Les boîtiers orthodontiques en céramique.....	7
2.1.1 Structure.....	
(Swartz, 1988; Brantley, 2001).....	7
2.1.2 Mode de fabrication des boîtiers en céramique.....	
(Swartz, 1988; Brantley, 2001).....	8
2.1.2.1 Les boîtiers d'alumine polycristalline.....	8
2.1.2.2 Les boîtiers d'alumine monocristalline.....	10
2.1.2.3 Conclusion.....	11
2.1.3 Géométrie.....	
(Swartz, 1988).....	11
2.1.4 Conclusion.....	12
2.2 Le mouvement de torque.....	13
2.2.1 Définitions.....	13
2.2.2 Torque optimal.....	18
2.3 Les fils en nickel-titane.....	20
2.3.1 Propriétés mécaniques des alliages de nickel-titane dits.....	
super-élastiques et thermo-élastiques.....	
(Remise, 2001; Santoro <i>et al.</i> , 2001a; Santoro <i>et al.</i> , 2001b).....	21
2.3.1.1 La thermo-élasticité.....	21
2.3.1.2 La super-élasticité et la pseudo-élasticité.....	23
2.3.2 Fils disponibles sur le marché.....	24
2.3.3 Torque et fils en nickel-titane.....	29
2.3.4 Conclusion.....	32
2.4 Études in vitro sur la résistance des boîtiers céramiques soumis à un torque... 33	
2.5 Conclusion.....	36
3 TECHNIQUE EXPÉRIMENTALE.....	39
3.1 Objectifs de l'étude.....	39
3.2 Première partie : évaluation de la résistance à la fracture des boîtiers en céramique soumis à la torsion d'un fil en acier.....	39
3.2.1 Les spécimens testés.....	39

3.2.2	Test de résistance à la fracture	42
3.2.2.1	<i>Le montage</i>	42
3.2.2.2	<i>Préparation des spécimens</i>	45
3.2.2.3	<i>Exécution des tests</i>	46
3.3	Deuxième partie : évaluation de la résistance à la fracture des boîtiers en céramique soumis à la torsion d'un fil en nickel-titane.	48
3.3.1	Les spécimens testés	48
3.3.2	Test de résistance à la fracture	48
3.4	Analyse statistique	50
3.5	Sources d'erreur	51
4	DESCRIPTION DES RÉSULTATS	54
4.1	Résistance à la fracture des boîtiers en céramique soumis à la torsion d'un fil en acier	54
4.1.1	Moment à la fracture.....	54
4.1.2	Angle de torsion à la fracture.....	56
4.2	Résistance à la fracture des boîtiers en céramique soumis à la torsion d'un fil en nickel-titane.....	59
5	DISCUSSION DES RÉSULTATS.....	61
5.1	Première partie : résistance à la fracture des boîtiers en céramique soumis à la torsion d'un fil en acier	61
5.2	Deuxième partie : résistance à la fracture des boîtiers en céramique soumis à ... la torsion d'un fil en nickel-titane.....	64
6	CONCLUSION.....	66
7	BIBLIOGRAPHIE.....	69

TABLE DES FIGURES

Figure 1: Inclinaison labio-linguale (Remise, 2002)	14
Figure 2: Action de torquer par application d'un moment au niveau du boîtier (Remise, 2002)	15
Figure 3: Mouvement de racine (Remise, 2002)	16
Figure 4: Force à l'apex équivalente au moment exercé au niveau du boîtier dans un mouvement de racine (Remise, 2002)	17
Figure 5: Courbe contrainte-déformation présentant le plateau de désactivation caractéristique de la super-élasticité (Khier <i>et al.</i> , 1991).....	32
Figure 6: Céramique mono-cristalline (Brantley, 2001).....	41
Figure 7 : Céramique poly-cristalline (Brantley, 2001).....	41
Figure 8: Montage utilisé par Holt et Akin (Holt <i>et al.</i> , 1991).....	43
Figure 9: Montage réglable utilisé dans l'étude	43
Figure 10: Support sur lequel sont collés les boîtiers après un série de tests	44
Figure 11: Montage fixé sur la machine Instron.....	47
Figure 12: Montage et aquarium.....	49
Figure 13: Montage immergé dans l'aquarium	49

TABLE DES TABLEAUX

Tableau 1: Température de transition de fils en NiTi (Santoro <i>et al.</i> , 2001b).....	28
Tableau 2: Caractéristiques générales des boîtiers testés	40
Tableau 3: Valeurs de torque moyennes, maximums et minimums et déviation standard à la fracture	54
Tableau 4: Résultats statistiques du test de comparaisons multiples pour les moments ..	55
Tableau 5: Valeurs d'angles moyennes, maximums et minimums et déviations standards à la fracture	57
Tableau 6: Résultats statistiques du test de comparaisons multiples pour les valeurs d'angles.....	58
Tableau 7: Valeurs de torque incisif recommandées (Aknin <i>et al.</i> , 1996)	62

TABLE DES DIAGRAMMES

Diagramme 1: Torque moyen à la fracture.....	55
Diagramme 2: Angles moyens à la fracture.....	57

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

°C	Degré Celsius
g	gramme
mm	millimètre
SIM	martensite induite par le stress
Af	température de fin de formation de phase austénitique
Mf	température de fin de formation de phase martensitique
TTR	intervalle de température de transition

REMERCIEMENTS

Je remercie très chaleureusement mon professeur et directeur de recherche, le Dr. Claude Remise, chef de la Section d'Orthodontie de l'Université de Montréal.

Il m'a permis de vivre trois années merveilleuses aussi bien sur le plan humain que professionnel et je lui en suis très reconnaissant.

Je remercie mon codirecteur de recherche, le Dr. Daniel Fortin pour son aide précieuse.

Je désire offrir mes sincères remerciements à M. Pierre Rompré pour les analyses statistiques qu'il a faites dans le cadre de ce travail de recherche.

Mes sincères remerciements au Dr. Georges Papanastasoulis pour avoir accepté de participer au jury de ce mémoire malgré son emploi du temps très chargé.

Enfin, j'aimerais remercier le Dr. Athéna Papadakis pour avoir accepté de participer au jury de cette maîtrise, pour son excellent cours de rétention et pour son amitié.

Je veux aussi remercier les compagnies Ormco, 3M Unitek, TP Orthodontics, GAC, Rocky Mountain et American Orthodontics qui m'ont fourni gracieusement tous les échantillons étudiés.

Finalement, je remercie le fonds Paul-Geoffrion et toutes les personnes qui y contribuent depuis des années car sans eux ce projet n'aurait pas vu le jour.

Je remercie également les Gouvernements du Canada et du Québec pour m'avoir accueilli pendant ces trois années.

CHAPITRE PREMIER

INTRODUCTION

1 INTRODUCTION

A la fin de l'année 1986, les boîtiers en céramique faisaient leur apparition sur le marché. L'engouement pour cette technologie fut tel, qu'en mai 1987, à l'occasion de la 87ème session annuelle de l'American Association of Orthodontists à Montréal, presque toutes les compagnies orthodontiques les plus importantes présentaient déjà leurs premiers boîtiers en céramique (Birnie, 1990).

Depuis plusieurs années, les compagnies essayaient de créer des boîtiers esthétiques. Elles essayèrent d'abord de recouvrir les boîtiers métalliques d'un revêtement ayant la couleur de la dent mais celui-ci n'adhérait pas bien et ne présentait aucune translucidité (Birnie, 1990).

Elles se lancèrent ensuite dans la fabrication de boîtiers en plastique (poly-carbonate), mais ces derniers, du fait de leur porosité, avaient tendance à se colorer avec le temps au contact des aliments et leurs propriétés mécaniques étaient peu satisfaisantes : fragilité et déformation permanente.

Dans ce contexte, dans les années 80, les compagnies privilégièrent le développement des boîtiers en céramique bien plus esthétiques mais fragiles.

En 1991, Sandra Gunn et col. rapportaient en conclusion d'une étude *in-vitro* que les boîtiers en céramique se fracturaient sous des forces de torsion équivalentes à celles de la mastication (Gunn and Powers, 1991).

Suite à un sondage concernant la fragilité des boîtiers en céramique, mené auprès des praticiens, l'American Association of Orthodontists recommanda en décembre 1988 aux spécialistes, d'ajouter dans leur contrat un paragraphe informant les patients des limitations de ce type de boîtiers (Ghafari, 1992).

Nombreux étaient les auteurs qui à leur tour mettaient en avant les problèmes liés à l'usage de ces boîtiers (fracture notamment lors de l'application d'un torque, lors de la mise en place de ligatures métalliques et entre les visites, usure des dents antagonistes, fracture de l'émail au décollement des boîtiers, décollement difficile) et qui proposaient des précautions d'emploi basées sur leur expérience (Lepetit, 1988; Swartz, 1988; Scott, 1988; Carter, 1989; Beaton, 1990; Birnie, 1990; Gunn and Powers, 1991; Sorenson, 1991; Fairhurst, 1992; Ghafari, 1992; Gibbs, 1992).

L'un des problèmes majeurs étant la fracture des boîtiers lors de l'application de torque (Beaton, 1990; Birnie, 1990; Sorenson, 1991), plusieurs études *in-vitro* en firent l'objet dans les années qui suivirent. Une nette amélioration fut observée entre le début et la fin des années 1990 (Holt *et al.*, 1991; Akinin *et al.*, 1996).

Pourtant, la crainte d'utiliser des boîtiers en céramique persiste en 2004 (Coreil, 2004) non seulement pour des raisons de coût élevé, de décollement difficile, de friction augmentée, d'usure de l'émail, mais surtout à cause du risque de fracture lors de l'application de torque malgré des résultats d'étude tout à fait favorables (Akinin *et al.*, 1996).

Il apparaît donc nécessaire aujourd'hui de faire la lumière sur l'évolution, ces dernières années, des performances des boîtiers en céramiques, afin de savoir si ces craintes sont encore justifiées. Il est également nécessaire d'évaluer les différences de qualité des boîtiers actuellement disponibles afin que chacun puisse faire un choix éclairé.

A l'ère du nickel-titane, dont les forces constantes et légères l'ont rendu populaire, il apparaît également intéressant de lui chercher d'autres applications comme celle de l'utiliser pour appliquer du torque sur les boîtiers céramiques et ainsi de prévenir leur fracture.

Cette étude s'articule donc en deux volets :

Le premier consiste à tester la résistance à la fracture des différents boîtiers en céramique contemporains lors de l'application d'un torque avec un fil en acier qui remplit leur lumière et ainsi de les classer en fonction de leur qualité de résistance .

Le protocole expérimental utilisé étant celui que l'on retrouve le plus fréquemment dans la littérature, la résistance des boîtiers en céramique contemporains sera comparée à celle des anciennes générations de boîtier en céramique testées selon le même protocole. Ainsi, on évaluera si les craintes que les orthodontistes avaient en 1996 sont encore justifiées en 2004.

Le second consiste à tester la résistance de ces mêmes boîtiers lors de l'application d'un torque avec un fil en nickel-titane qui remplit leur lumière afin de déterminer si ce type

de fil est à privilégier pour limiter le risque de fracture des boîtiers en céramique lors de l'application de torque.

CHAPITRE DEUX
REVUE DE LITTÉRATURE

2 REVUE DE LITTÉRATURE

2.1 Les boîtiers orthodontiques en céramique

La connaissance de la structure, du mode de fabrication et de la géométrie de ces boîtiers est essentielle à la compréhension de leur propension à se briser.

2.1.1 Structure (Swartz, 1988; Brantley, 2001)

Les céramiques utilisées dans la fabrication des boîtiers orthodontiques ont une structure cristalline hexagonale compacte.

Les liaisons inter-atomiques qui la composent sont de deux types : liaisons ioniques et **liaisons covalentes**. Ces dernières sont des liaisons fortes et directionnelles qui ne permettent pas de déformation permanente par des mouvements de dislocation tels qu'on les trouve dans les métaux. Elles **rendent la céramique cassante**. Ces fortes liaisons inter-atomiques sont néanmoins responsables de l'avantageuse inertie chimique de la céramique.

Outre le type de liaison inter-atomique, la **présence de défauts microscopiques dans la structure de ces céramiques** influence leur fragilité. Ces imperfections peuvent être des fissures de surface ou des pores internes. Quand la céramique est soumise à une contrainte à proximité de ces défauts (dits de Griffith), ce stress est magnifié. Quand ce

dernier dépasse la force cohésive du matériau, une fracture se produit par propagation de fissures.

Le stress au niveau d'un pore est trois fois supérieur au stress nominal. Celui au niveau du fond d'une fissure est proportionnel à la racine carrée de l/ρ , où l est la longueur de la fissure et ρ son rayon de courbure. Donc, les fissures nettes sont des sources de concentration de stress (Brantley, 2001).

Ces défauts structuraux sont étroitement liés au mode de fabrication des boîtiers en céramique.

2.1.2 Mode de fabrication des boîtiers en céramique (Swartz, 1988; Brantley, 2001)

Les boîtiers orthodontiques sont faits d'oxyde d'aluminium de grande pureté et sont disponibles sous deux formes ayant des modes de fabrication différents : la forme polycristalline et la forme monocristalline.

2.1.2.1 *Les boîtiers d'alumine polycristalline*

Leur fabrication suit les étapes suivantes :

Des particules d'oxyde d'aluminium de $0,3\mu\text{m}$ sont mélangées à un liant afin que la mixture puisse être moulée à la forme d'un boîtier.

Cette mixture moulée est chauffée à des températures supérieures à 1800°C pour brûler le liant et obtenir la cohésion des particules.

Avec des instruments coupants diamantés, la lumière du boîtier est alors sculptée.

Enfin, le boîtier est de nouveau chauffé pour libérer le stress induit par le découpage de la lumière et pour retirer les imperfections de surface issues du processus de fabrication.

La céramique ainsi obtenue, à partir d'une poudre de particules d'oxyde d'aluminium, a la caractéristique d'être polycristalline. Cela signifie que l'on a un réseau cristallin fait d'une multitude de cristaux (ou grains) séparés par des joints de grains.

Plus les grains sont larges, plus la céramique est translucide. Mais quand ils dépassent les 30 μ m, le matériau devient plus fragile. La phase de chauffage finale destinée à libérer les stress et à retirer les défauts de surface induits par le découpage doit donc être contrôlée pour empêcher la croissance des grains qui dégraderait les propriétés mécaniques.

Il est important de noter que les joints présentent des défauts structurels qui peuvent servir de site d'initiation de fêlures sous une contrainte. Il sont également le lieu de dépôt de résidus de liant.

La mode de fabrication induit aussi la formation des pores internes dont on a parlé au paragraphe précédent.

En conclusion, le mode de fabrication propre à ce type de céramique influence sa résistance à cause :

- Des défauts de surface issus de l'usinage et réduits par le chauffage final des boîtiers. Mais ce chauffage peut lui même fragiliser la céramique en provoquant un grossissement de ses grains.
- Des pores internes induits par le mode de fabrication.
- Des défauts structurels des joints de grain.
- Des résidus de liant au niveau des joints de grain.

- De la taille des grains qui en grossissant fragilisent la céramique.

2.1.2.2 *Les boîtiers d'alumine monocristalline*

Leur fabrication suit les étapes suivantes :

Un oxyde d'aluminium d'une grande pureté est fondu à 2100°C puis refroidi lentement.

La masse d'alumine mono-cristalline obtenue sous forme de tige ou de barre est découpée en boîtiers orthodontiques à l'aide d'instruments coupants diamantés, de lasers, ou d'instruments à ultrasons.

Le boîtier est également chauffé en fin de procédure pour libérer le stress induit par sa découpe et pour retirer les imperfections de surface.

Les boîtiers ainsi obtenus sont monocristallins. Donc, ils n'ont pas de joints de grain dont on sait qu'ils présentent des défauts structurels qui peuvent servir de site d'initiation de fêlures sous une contrainte.

L'absence de ce joint leur confère une excellente clarté.

Ils contiennent moins d'impuretés car ils sont dépourvus de résidus de liant.

Cependant, bien que le stress nécessaire à initier une fêlure soit plus important pour les céramiques d'alumine monocristalline, dès qu'une fêlure est initiée au niveau de défauts de Griffith, ils ont une moins bonne résistance à la propagation de la fissure que les boîtiers en alumine polycristalline où la propagation de la fissure suit un chemin irrégulier le long des joints de grain.

En conclusion, le mode de fabrication propre à ce type de céramique influence sa

résistance à cause :

- Des défauts de surface issus de l'usinage mais réduits par le chauffage final des boîtiers.
- Des pores internes induits par le mode fabrication.
- De l'absence de joint de grain qui malgré leurs défauts structurels sont un obstacle à la propagation de fissures.

2.1.2.3 Conclusion

La céramique présente une fragilité intrinsèque due à ses liaisons covalentes qui empêchent toute déformation.

Néanmoins, les performances mécaniques des céramiques mono et polycristallines peuvent être optimisées en éliminant les défauts de surface qui sont des zones de concentration de stress.

Les céramiques d'alumine polycristallines peuvent de plus être renforcées en réduisant la taille des grains.

Bien qu'ayant moins d'impuretés et étant dépourvue des défauts structurels des joints de grain, la céramique d'alumine monocristalline a aussi des pores internes.

Elle est moins résistante à la propagation de fissures car elle est dépourvue de joints de grains qui freinent leurs progressions.

2.1.3 Géométrie (Swartz, 1988)

Contrairement aux boîtiers métalliques dont la géométrie a peu de répercussions sur leur fragilité, les boîtiers en céramique doivent avoir une géométrie soigneusement étudiée pour que celle-ci ne soit pas une source de concentration de stress responsable d'une fragilité accrue.

Les analyses de répartition des stress sur des boîtiers reconstitués en trois dimensions par informatique révèlent l'accumulation de contraintes dans les zones de changement abrupte de géométrie, comme des angles aigus entre deux pans adjacents d'un boîtier. Les angles arrondis sont donc à privilégier. D'autres éléments, dans le design des boîtiers en céramique semblent également influencer leur résistance. J. Ghosh rapporte que les boîtiers présentant un isthme faisant l'union entre leurs ailettes semblent plus résistants que ceux ayant leurs ailettes non connectées (Ghosh *et al.*, 1995).

2.1.4 Conclusion

La résistance de chaque boîtier céramique dépend de son procédé de fabrication (température de chauffage, type d'usinage, vitesse de refroidissement...) et de sa géométrie. Aussi, il paraît plus judicieux de comparer individuellement chaque marque plutôt que des catégories de boîtier. Une différence de performance entre un boîtier polycristallin et un boîtier monocristallin a autant de chance d'être due à leur appartenance à l'une ou l'autre catégorie, qu'à leur géométrie, ou plus généralement qu'aux variantes dans le mode de fabrication.

C'est pour cette raison que dans cette étude les boîtiers testés ne sont pas regroupés par catégorie mais considérés individuellement.

2.2 Le mouvement de torque

Au cours des traitements, les boîtiers sont soumis à différents types de force. Lors de l'application de tip et de torque, le fil pousse dans des directions opposées les ailettes occlusales et gingivales du boîtier. Ces contraintes peuvent conduire à sa fracture. L'objet de cette étude étant le torque, le tip ne sera pas considéré.

2.2.1 Définitions

En orthodontie, le « torque » désigne l'inclinaison labio-linguale des dents (figure 1).

En théorie, « torquer » serait donc l'action de modifier cette inclinaison.

Pourtant, nombreux sont les mouvements qui ne correspondent pas à l'action de torquer qui modifient cette inclinaison labio-linguale des dents. Quand on applique une force en direction buccale ou linguale sur des incisives, on modifie leur inclinaison donc leur torque. Mais ces changements d'inclinaison ne sont pas le résultat de l'action de « torquer ».

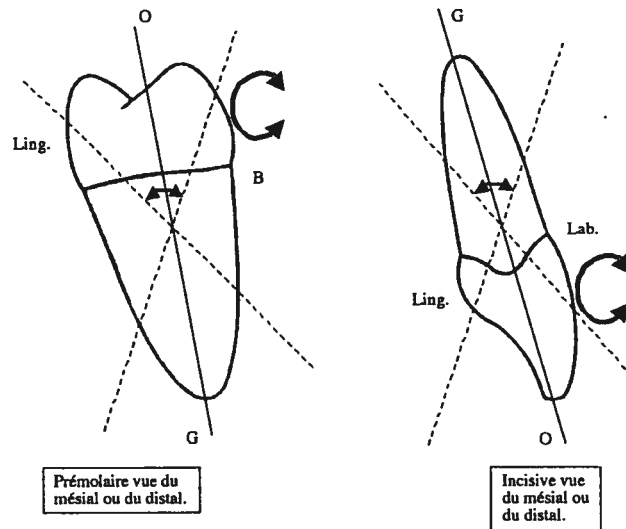


Figure 1: Inclinaison labio-linguale (Remise, 2002)

Par conséquent, il est important d'apporter une précision à cette définition.

« Torquer » est l'action de modifier l'inclinaison labio-linguale d'une dent en appliquant un moment au niveau de son boîtier conformément à la figure 2 (par une torsion dans un fil par exemple).

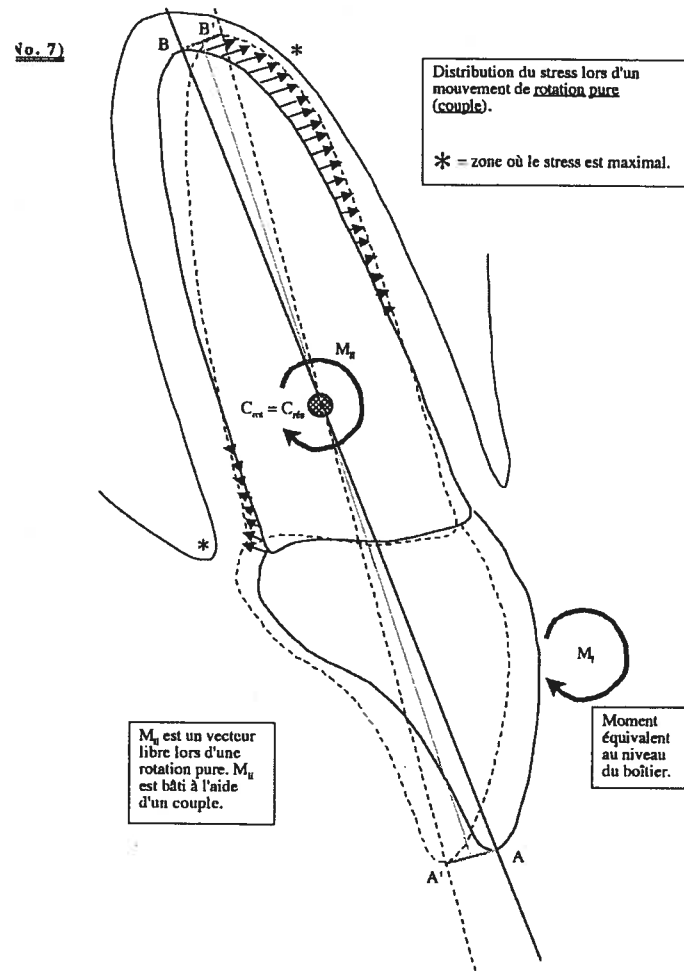


Figure 2: Action de torquer par application d'un moment au niveau du boîtier (Remise, 2002)

En théorie, le centre de rotation est au niveau du centre de résistance de la dent. En pratique, comme la dent est prise dans le fil orthodontique, le centre de rotation est déplacé en direction coronaire et on assiste à un mouvement de racine (figure 3).

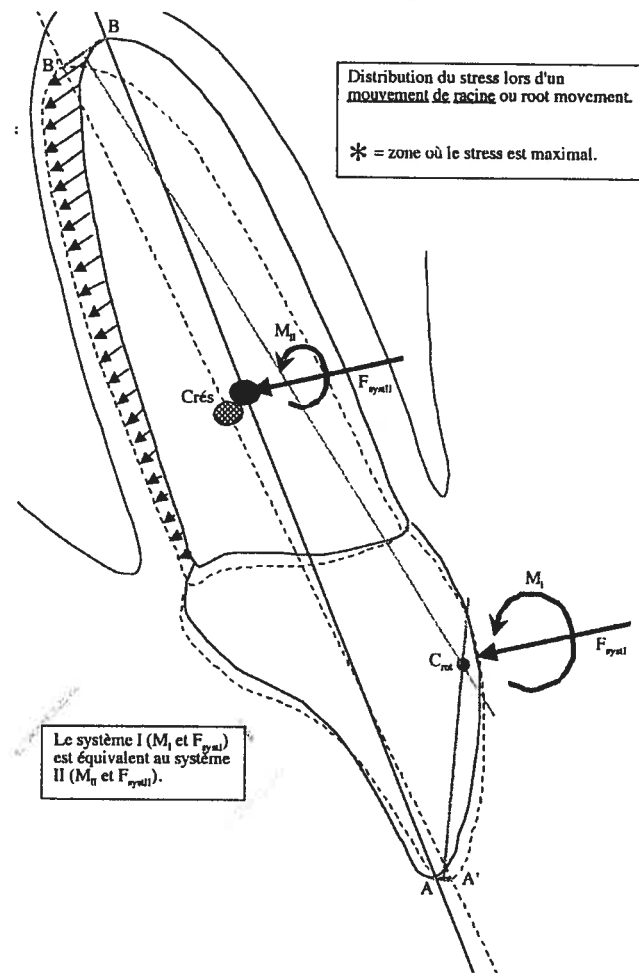


Figure 3: Mouvement de racine (Remise, 2002)

Par conséquent, dans le langage orthodontique courant, ajouter du torque sur une dent désigne le plus souvent l'action de provoquer un mouvement de racine.

Le mouvement de racine est le résultat d'une torsion ou moment et d'une force appliquée au niveau du boîtier (figure 3).

Si on considère un mouvement de torque radiculo-palatin d'un bloc incisif, la force horizontale peut être appliquée avec des élastiques de classe II. Si la torsion n'est appliquée que sur une dent, le fil limite, à cause de la friction du système, le mouvement buccal de la couronne et donc exerce cette force.

Lors d'un mouvement de racine, le centre de rotation de la dent étant au niveau de la lumière du boîtier, on peut considérer que cette rotation aurait pu être obtenue en appliquant une force F à l'apex de la dent, induisant un moment au niveau du centre de rotation égal à $F \times$ (distance apex-lumière du boîtier). Il est donc possible, quand on connaît le moment au niveau du boîtier, de déduire la force qui en résulte à l'apex et vis versa (figure 4).

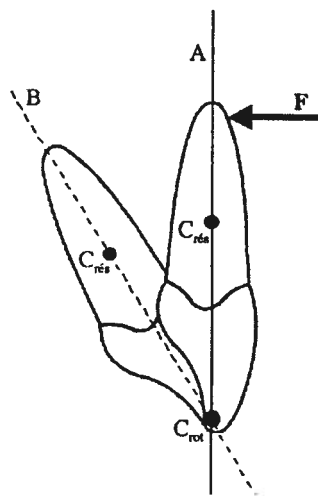


Figure 4: Force à l'apex équivalente au moment exercé au niveau du boîtier dans un mouvement de racine (Remise, 2002)

Ainsi, on désigne le torque par une valeur de moment appliqué au niveau du boîtier au moyen d'un fil rectangulaire en torsion ou d'un accessoire de torque, et on en déduit la force induite au niveau de l'apex en faisant l'approximation qu'il s'agit d'un mouvement de racine, puisque l'on considère que le centre de rotation du mouvement est la lumière du boîtier.

Il est essentiel de comprendre ce calcul car les auteurs qui ont statué sur le montant de

torque optimal proposent souvent des montants de force à l'apex, alors que les études qui évaluent la résistance des boîtiers en céramique exposent des valeurs de torque en g.mm au niveau du boîtier. Il est donc important de pouvoir déduire des valeurs de moment, les forces à l'apex correspondantes pour pouvoir comparer les moments obtenus lors de la fracture de boîtiers aux forces à l'apex recommandées, répertoriées dans la littérature.

2.2.2 Torque optimal

Selon Wainwright, une force optimale serait une force qui produirait le mouvement dentaire le plus rapide possible en provoquant le moins de dommages possibles aux tissus (Wainwright, 1973).

Il semble y avoir dans la littérature un consensus concernant la valeur de torque optimale. Tous les auteurs s'accordent à dire qu'une force à l'apex d'approximativement **100g** est optimale. Si l'on considère que la distance entre l'apex et la lumière du boîtier est approximativement 20mm pour une incisive centrale, ces 100g correspondent à un moment de **2000g.mm** ($\text{Moment}=[F] \times [\text{distance entre l'apex et le bracket}]$) au niveau du boîtier.

Cependant ce consensus est largement empirique.

Newman propose pour un mouvement de racine, une force optimale à l'apex d'une incisive, comprise entre 100 et 150g. Il précise qu'il s'agit de son opinion et qu'elle est basée sur l'observation de ses radiographies céphalométriques, et sur le calcul des forces

à l'apex (Newman, 1963).

Reitan recommande 130g de force car il observe pour cette valeur, sur des coupes histologiques, le phénomène de résorption-apposition sans hyalinisation. Il ne cite aucune référence et n'explique pas ses matériels et méthodes (Reitan, 1957).

De manière empirique, Proffit propose 50 à 100 g de force pour un mouvement de racine (Proffit, 2000).

Neuger dit d'auxiliaires de torque qu'il teste dans une étude : « ils produisent un moment de 1050g.mm [...] même si on ne sait pas si ce moment est optimal, on sait qu'il est bien plus doux que ceux utilisés couramment dans d'autres techniques ». Cette valeur de torque correspond lors d'un mouvement de racine à une force à l'apex légèrement supérieure à 50g (Neuger, 1967).

Nikolai propose un moment de 3000 à 3500g.mm pour torquer tout un segment incisif. Il n'apporte pas de justification (Nikolai, 1985).

Meling et Odegaard admettent que le torque à rechercher est compris entre 5 et 15N.mm ce qui correspond à 500 à 1500g.mm (Meling and Odegaard, 1998b).

A l'ère de la dentisterie basée sur des preuves (« evidence based dentistry »), ces recommandations sont donc peu satisfaisantes. Pour y remédier, Brian W. Lee

a tenté de mettre en place, dans le cadre d'une étude pilote, un protocole *in-vivo* sur l'humain, permettant d'évaluer la vitesse d'un mouvement de racine en fonction du montant de torque appliqué sur la dent. Les résultats préliminaires, obtenus sur 4 individus, mettent en avant la variabilité pour un même montant de torque, de la vitesse de mouvement dentaire entre individu et également entre les mêmes types de dent d'un même individu.

Cependant, en plus d'être une étude pilote, cette étude présente un biais majeur. Pendant le mouvement de racine, rien n'était fait pour empêcher le mouvement de la couronne. On n'avait donc pas nécessairement un mouvement de racine pure (Lee, 1995).

Ainsi, il existe un genre de consensus empirique qui est peut être sur le point d'être confirmé ou rejeté scientifiquement si l'étude de Lee est améliorée et menée sur un échantillon de taille suffisante pour pouvoir obtenir des résultats statistiques fiables.

2.3 Les fils en nickel-titane

Disponibles sur le marché depuis la fin des années 70, les fils orthodontiques en nickel-titane ont révolutionné notre spécialité. Leur **faible module d'élasticité** (fils moins rigides, plus flexibles) et leur **large intervalle d'élasticité** (propriété de revenir à leur forme initiale malgré des déflexions importantes) ont fait d'eux des fils de choix dans la phase initiale de traitement, l'alignement préliminaire.

Avant leur apparition, les fils les plus couramment utilisés étaient ceux en acier inoxydable dont la rigidité et le manque de résilience étaient peu adaptés à cette première

phase de traitement qui se caractérise par des déflexions prononcées des fils orthodontiques. Pour réduire leur rigidité, il était nécessaire d'utiliser des fils de plus petit calibre et d'augmenter la longueur de fil en ajoutant des boucles. Ainsi, les forces exercées sur les dents étaient rendues plus physiologiques et plus durables. Néanmoins, après 2 à 3 semaines, il était nécessaire de revoir le patient pour réactiver le fil.

Ainsi, les fils en nickel-titane nous permettent de délivrer des **forces beaucoup plus physiologiques**, sans avoir besoin de recourir à des boucles qui nécessitent des temps opératoires plus long. **Ils nous permettent aussi d'espacer les rendez-vous.**

Au fil des années, se sont ajoutées à ces deux caractéristiques des fils en nickel-titane, deux autres propriétés : la super-élasticité ou propriété de délivrer des forces constantes indépendamment de l'élongation du fil et la thermo-élasticité ou propriété de changer de comportement mécanique (module d'élasticité, intervalle d'élasticité...) en fonction de la température ambiante.

2.3.1 Propriétés mécaniques des alliages de nickel-titane dits super-élastiques et thermo-élastiques (Remise, 2001; Santoro *et al.*, 2001a; Santoro *et al.*, 2001b)

2.3.1.1 *La thermo-élasticité*

Cette propriété est due à la présence de 2 phases ayant des structures et des rigidités différentes : la martensite et l'austénite.

Pour comprendre cette propriété, il convient de définir l'intervalle de température de

transition ou TTR (« temperature transition range »). En fonction des auteurs, la définition peut légèrement varier, mais on peut considérer qu'il s'agisse de l'intervalle de température dans lequel les deux phases sont présentes en proportions variables (Remise, 2001). En dessous de la limite inférieure de cet intervalle (Mf pour « martensite finish »), le matériau est entièrement martensitique, au delà de sa limite supérieure (Af pour « austénite finish »), il est austénitique. Dans l'intervalle, plus on se rapproche de la limite supérieure (Af), plus la proportion d'austénite augmente et plus on s'approche de sa limite inférieure (Mf), plus la proportion de martensite augmente.

Ainsi, du fait de sa variation de proportion de phase martensitique et austénitique en fonction de la température, un même fil va avoir différentes courbes contrainte-déformation à différentes températures. Cela revient à avoir plusieurs fils en un, en faisant varier la température. **Le module d'élasticité du fil varie donc en fonction de la température, on parle de thermo-élasticité (Santoro *et al.*, 2001b).**

Sachant que le mélange austénite-martensite a un module d'élasticité plus petit que celui de la martensite qui elle même a un module d'élasticité quatre fois plus petit que l'austénite (Santoro *et al.*, 2001a), on comprend qu'au delà de Af, le fil se rigidifie et reprenne la forme qu'il avait perdue lorsqu'il était en phase martensitique ou en phase mixte à température plus basse. **Cette mémoire de forme est une conséquence directe de la thermo-élasticité et en tant que telle est souvent confondue avec cette dernière par les auteurs.**

Ainsi, on retrouve le plus souvent dans la littérature la valeur de Af (limite supérieure de

l'intervalle de transition) qui est cliniquement plus utile que celle de l'intervalle de transition, car elle correspond à la température de passage à la phase austénitique, donc au retour du fil à sa forme initiale (mémoire de forme). De plus, elle est également la valeur qui conditionne le comportement super-élastique du fil comme nous allons le voir plus loin.

Il faut également noter que les auteurs font souvent l'amalgame entre l'intervalle de température de transition et sa limite supérieure A_f . Le plus souvent, ils donnent la valeur de A_f et l'appellent TTR.

La thermoélasticité est illustrée par le Copper Niti 35°C[®] (Ormco). Il est très malléable à la température ambiante qui est inférieure à sa valeur de A_f de 35° car il est entièrement en phase mixte ou martensitique. Il est donc très facile à insérer dans les boîtiers malgré des déflexions importantes. Il devient plus rigide et récupère sa forme lorsqu'il se réchauffe dans la bouche où la température est supérieure à 35° car il devient entièrement austénitique.

2.3.1.2 La super-élasticité et la pseudo-élasticité

La propriété de thermo-élasticité et la notion d'intervalle de température de transition n'expliquent pas la **capacité de ces fils à produire des forces constantes appelée super-élasticité** mais elles y sont intimement liées.

Lorsqu'un fil en phase austénitique est soumis à une contrainte, il se produit au niveau de la zone de contrainte une augmentation de la valeur de A_f et la formation de martensite

induite par le stress dont le module d'élasticité est réduit. Ainsi, la rigidité du fil diminue sous la contrainte permettant de délivrer des forces faibles et constantes même quand la déflexion est importante. **Ce phénomène localisé de martensite induite par le stress (SIM pour Stress induced Martensite) s'appelle pseudo-élasticité.**

Cette formation de SIM n'est possible en clinique que si la valeur de A_f est inférieure mais proche de la température buccale. Si la valeur de A_f est très inférieure à la température buccale, le stress ne peut pas induire la formation de martensite (Santoro *et al.*, 2001a; Santoro *et al.*, 2001b).

Ainsi, la super-élasticité est due au phénomène localisé de pseudo-élasticité correspondant à la formation de SIM qui n'est possible en conditions cliniques que si le matériau est thermo-élastique et que sa valeur de A_f est inférieure mais proche de la température buccale (35.5°).

2.3.2 Fils disponibles sur le marché

Malgré des compositions similaires, les fils présents sur le marché n'ont pas nécessairement les mêmes propriétés mécaniques.

Nombreux sont les auteurs qui ont essayé de ranger ces fils dans des catégories. Mais, les procédés de fabrication variant d'un fil à l'autre, les tests d'évaluation mécaniques des fils n'étant pas standardisés et nos connaissances évoluant, leur fiabilité peut être remise en question. De ce fait, en fonction des auteurs, il arrive que des mêmes fils soient classés dans différentes catégories.

Par exemple, Brantley distingue trois catégories de fils en nickel-titane :

- **Les alliages stabilisés en phase martensitique** comme le Nitinol[®](3M/Unitek) dont l'érouissage qui se produit pendant sa fabrication le prive des propriétés de super-élasticité et de thermo-élasticité.
- **Les alliages actif-martensitiques.** Il les décrit comme des alliages qui du fait de leur thermo-élasticité récupèrent leur forme initiale quand ils se réchauffent à température buccale ou quand on les réchauffe dans la main. Il classe dans cette catégorie les fils **Copper Niti[®] (ORMCO)** et les fils **Neo Sentalloy[®] (GAC)**.
- **Les alliages actifs-austénitiques** qui ne manifestent aucune thermo-élasticité quand ils sont réchauffés dans la main ou dans la bouche. Par contre sous la contrainte, ils sont le lieu de formation de martensite et ainsi délivrent des forces constantes, puis reviennent en phase austénitique au fur et à mesure que la contrainte diminue. Il classe le **Nitinol SE[®] (3M, Unitek)** dans cette catégorie.

Cette classification est aujourd'hui obsolète car on sait que les fils qui expriment une super-élasticité lors de déflexions à température buccale ont une température de transition proche mais inférieure à la température buccale. Par conséquent, ils commencent par exprimer leur thermo-élasticité quand ils sont mis en bouche, en récupérant leur forme initiale par transformation en phase austénitique. Puis, ils expriment leur super-élasticité dans les zones de déflexion par formation ponctuelle de martensite. Ainsi, les fils définis par Brantley comme actifs-austénitiques n'expriment probablement pas tous leur super-élasticité en conditions cliniques comme il le prétend car sa définition n'intègre pas le paramètre essentiel de valeur de Af.

De plus, Santoro considère que les fils Copper NiTi 27°C et 35°C sont actifs austénitiques contrairement à Brantley qui les considère actifs martensitiques.

En l'état actuel des connaissances, la seule classification possible semble être la suivante.

Il y a les fils stabilisés en phase martensitique et les autres (Meling and Odegaard, 1998a).

Les fils stabilisés en phase martensitique sont le Nitinol[®] (3M/Unitek), le Titanal[®] (Lancer Orthodontics), l'orthanol[®] (RMO)... Ils sont beaucoup plus élastiques et beaucoup moins rigides que l'acier, mais l'écroutissage qui se produit lors de leur fabrication les prive des propriétés de thermo-élasticité et de super-élasticité (Khier *et al.*, 1991). Ils sont donc capables d'exercer des forces beaucoup plus légères que l'acier et se déforment moins facilement de façon permanente. Mais les forces exercées ne sont pas constantes.

Les autres, sont les fils dont le procédé de fabrication ne les prive pas de thermo-élasticité et de super-élasticité. Pourtant, parmi eux, en situation clinique, certains vont exprimer ces propriétés et d'autres pas. Cela va dépendre de leur valeur de Af.

Santoro et col. ont parcouru la littérature et ont regroupé dans un tableau les différents fils super-élastiques pour lesquels les valeurs de Af sont disponibles (tableau 1). Ces dernières varient entre 22°C et 36°C. Sachant que la SIM ne peut se faire que si la valeur de Af est proche de la température buccale, on comprend aisément que parmi ces fils à potentiel

super-élastique, seuls quelques uns, ceux dont la valeur de A_f est proche de la température buccale vont exprimer leur super-élasticité en clinique.

Dans ce même tableau, Santoro indique également la valeur de A_f , obtenue quand les fils sont soumis à un stress. Cette valeur est un indicateur de potentiel super-élastique du fil, car on sait que si cette valeur est supérieure à la température du milieu, cela signifie que l'on est en présence de martensite induite par le stress et donc que la super-élasticité se produit. Ainsi, les fils suivants expriment leur super-élasticité pour une déflexion de 6mm à température buccale : **Copper NiTi 35°C[®]**, **NeoSentalloy[®]**, **Nitinol Heat Activated[®]**.

Produit	compagnie	TTR	TTR lors de l'application d'un stress
Heat activated NiTi	Highland metals	24°C- 68°C	-
Thermomemoria	Leone	Af 24°C	-
Reflex	TP Orthodontics	Af 27°C	-
Nitinol XL	3M Unitek		
27°C Superelastic Copper Ni-Ti	Ormco	Af 31°C	Test en flexion avec 3 boîtiers 6mm de déflexion Af 33°C
35°C Thermo-Active Copper Ni-Ti	Ormco	Af 33°C	Test en flexion avec 3 boîtiers 6mm de déflexion Af 39°C
40°C Thermo-Active Copper Ni-Ti	Ormco	Af 39°C	Test en flexion avec 3 boîtiers 6mm de déflexion Af 39°C
Sentalloy	GAC	Af 22°C	28°C
Neo Sentalloy	GAC	Af 28°C	36°C
Nitinol Heat Activated	3M Unitek	Af 36°C	Test en flexion avec 3 boîtiers 6mm de déflexion Af 38°C

Tableau 1: Température de transition de fils en NiTi (Santoro *et al.*, 2001b)

Conclusion : La seule chose dont on est sûr quand on utilise un fil en nickel-titane est qu'il produira des forces beaucoup plus légères que l'acier et le TMA.

Si l'obtention d'une force constante est une priorité, alors il est nécessaire de sélectionner un fil dont on est sûr que la valeur de Af est proche de la température buccale, et dont la valeur de Af sous contrainte est supérieure à la température buccale. Malheureusement, la valeur de Af sous contrainte est rarement disponible, et quand elle est disponible, elle n'est valable que pour le type de contrainte considéré.

Il ne nous reste plus que la valeur de Af sans déflexion. Malheureusement, le seul fil garantissant la valeur de Af sans déflexion est le **Copper Niti 35°C® (Ormco)**, dont on sait que la fabrication permet l'obtention d'une valeur de Af précise à deux degrés près. Pour le **NéoSentalloy® (GAC)**, il existe une marge d'erreur de 10 degrés et pour les autres marques, il n'y a pas de données disponibles (Remise, 2001).

2.3.3 Torque et fils en nickel-titane

La preuve de la super-élasticité à température buccale du **Copper NiTi 35°C®**, du **NeoSentalloy®** et du **Nitinol Heat Activated®** a été faite à partir de tests de flexion.

Le comportement des fils étant différent en torsion, ce serait une erreur d'extrapoler les résultats obtenus en flexion à la torsion.

Le module d'élasticité (elastic stiffness) théorique d'un fil en torsion est donné par la formule suivante : **Rigidité=Bb(c3)G/L.**

G est le module d'élasticité en cisaillement (shear) de l'alliage qui constitue le fil et L est la longueur de fil séparant les points d'application de la torsion (longueur de fil). Ainsi, contrairement à la flexion, pour laquelle des modifications de longueur de spécimen génèrent des changements dans le montant de force délivré selon le cube de cette

longueur ($F=f\{(1/L)^3\}$), en torsion les modifications de longueur génèrent des changements de force linéaires (Nikolai, 1995).

Nikolai a fait la preuve en 1995 que cette formule théorique du module d'élasticité en torsion s'appliquait aux fils en acier inoxydables, Permachrome® (Unitek/3M), en alliage de titane et de molybdène, TMA® (Ormco) et en alliage de Nickel-Titane, Nitinol® (Unitek/3M).

Cette formule ne prend pas en considération les propriétés de super-élasticité et de thermo-élasticité.

Par conséquent, il apparaît évident que pour connaître le comportement clinique en torsion de fils nickel-titane, il nous faut considérer des études qui établissent les courbes contrainte-déformation en torsion, à température buccale, des différents fils disponibles sur le marché. Ces dernières sont peu nombreuses.

En 1997, Filleul et Jordan ont étudié le comportement en torsion (torsion initiale variant de 25° à 60°), à différentes températures (22°C, 39°C, 44°C), de 3 marques de fils super-élastiques de dimensions 0,017X0,025 pouces : le US Ni-Ti® (Ormco), le NeoSentalloy F100® (GAC), les Copper Ni-Ti 35°C et 40°C® (Ormco).

A 22°C, tous les fils à l'exception du US Ni-Ti® sont super-élastiques. A 39°C, seuls les Copper Ni-Ti® (Ormco) le sont. A 44°C, aucun des fils n'est super-élastique.

Le défaut majeur de cette étude réside dans la sélection des températures. Aucune ne correspondant à la température buccale, il est difficile de conclure sur le comportement super-élastique clinique de ces fils. L'autre défaut vient de la variabilité du degré de

torsion initial (Filleul et Jordan, 1997).

Ainsi, cette étude présente peu d'intérêt clinique.

En 1998, Melling et Odegaard ont testé 12 marques de fil en nickel-titane super-élastiques en torsion. Chacun de ces fils a subi une torsion de 25° à température buccale et a été étudié en désactivation. Aucun d'entre eux n'a présenté de plateau caractéristique de la super-élasticité (figure 5). Les auteurs ont alors sélectionné au hasard 3 de ces fils : **l'Elastinol® (Masel), le Titanol® (Forestadent) et le Super Elastic NiTi® (highland)**. Ils les ont testé sous des torsions de 30°, 45° et 60°. **A partir de 45°, ces fils commençaient à présenter un plateau de désactivation caractéristique de la super-élasticité (figure 5).**

Ainsi, tout du moins pour les trois fils testés, la super-élasticité issue de la formation de martensite induite par le stress se manifeste également en torsion à température buccale, mais pour des contraintes supérieures à celles généralement observées cliniquement, avec les prescriptions des boîtiers pré-informés, dont le torque incisif ne dépasse pas les 22° (Meling and Odegaard, 1998b).

Il est possible avec une pince à torque de rajouter une déformation de troisième ordre, même sur un fil en nickel-titane. Mais, le rajout de 45° de torsion dans un fil qui remplit un boîtier n'a pas d'application clinique. La super-élasticité des fils testés ne s'exprime donc pas en clinique pour les contraintes de torsion.

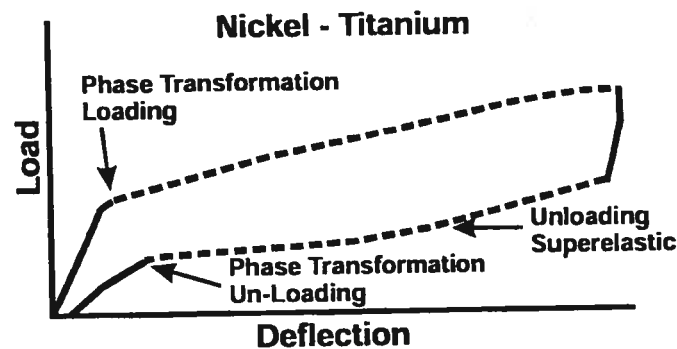


Figure 5: Courbe contrainte-déformation présentant le plateau de désactivation caractéristique de la super-élasticité (Khier *et al.*, 1991)

En 2001, Gurgel et col. testent à leur tour, à température buccale, en torsion, des fils en nickel-titane de dimension 0,017X0,025 pouces. Sur 8 marques de fils considérés super-élastiques, ils n'observent le plateau caractéristique que chez 5 d'entre elles : **Copper Ni-Ti 35°C et 27°C[®] (Ormco)**, **Elastinol 35[®] (Masel)**, **Nickel-Titanium[®] (Morelli)**, **NeoSentalloy F200[®] (GAC)**.

Dans cette étude, le grand nombre de comportements super-élastiques peut s'expliquer par le fait que l'activation initiale était importante puisqu'elle était de 40°.

2.3.4 Conclusion

Les marques suivantes ont un comportement super-élastique à température buccale pour des torsions de 40° et plus : **Copper Ni-Ti 35°C et 27°C[®] (Ormco)**, **Elastinol 35[®] (Masel)**, **Nickel-Titanium[®] (Morelli)**, **NeoSentalloy F200[®] (GAC)**, le **Titanol[®] (Forestadent)** et le **Super Elastic NiTi[®] (highland)**.

Il est donc évident que pour des torsions habituellement utilisées en clinique, la

super-élasticité des fils en nickel-titane ne s'exprime pas. Néanmoins, on peut être assuré qu'ils vont exercer des forces beaucoup plus faibles que les fils en acier ou en TMA.

Les études énoncées mettent en avant l'importance de la température à laquelle les fils sont utilisés. Il est essentiel que les tests faisant intervenir des fils en nickel-titane soient réalisés à température buccale.

2.4 Études in vitro sur la résistance des boîtiers céramiques soumis à un torque

Pubmed recense près de 300 publications concernant les boîtiers orthodontiques en céramique. Seuls sept de ces articles correspondent à des études évaluant leur fragilité. Parmi ces sept études, trois portent sur la résistance à la fracture des boîtiers en céramique lorsqu'ils sont soumis à une contrainte de torque.

La première de ces trois études a été menée par Flores et col. et publiée en 1991. Elle compare la résistance de deux marques de boîtiers en céramique polycristalline à celle de deux marques de boîtiers en céramique monocristalline. Les tests sont réalisés sur des boîtiers vierges et sur des boîtiers fragilisés par une fissure faite avec un disque diamanté de 0.015 pouces d'épaisseur au niveau de leur lumière. Est également évaluée, l'influence du type de ligature (métallique versus élastomérique) sur la fragilité.

Les boîtiers testés en céramique monocristalline sont plus résistants que ceux en céramique polycristalline lorsqu'ils ne sont pas préalablement fissurés avec un disque. En revanche, lorsque les boîtiers sont préalablement fissurés, les polycristallins sont alors

plus résistants que les monocristallins. Le type de ligature n'a aucune influence sur la fragilité des boîtiers.

Sachant aujourd'hui que les paramètres influençant la résistance des boîtiers en céramique ne se limitent pas au simple fait qu'ils soient mono ou polycristallins, et considérant que la fragilisation avec un disque diamanté est peu représentative du genre de délabrement pouvant se produire en bouche, il n'est pas possible de conclure sur la supériorité clinique d'un type de céramique par rapport à l'autre.

En 1991, Holt et col. étudient cette fois-ci la résistance de 6 marques de boîtiers en céramique et non plus le groupe des céramiques monocristallines versus les polycristallines. On notera également une différence de montage expérimental avec l'étude précédente. Contrairement à Flores, qui appliquait le torque de chaque côté du boîtier testé, Holt ne l'applique que d'un côté, car il considère que ça simule mieux la situation clinique où en général le torque est appliqué simultanément sur les quatre incisives.

Les boîtiers testés peuvent être séparés en trois groupes de résistances significativement différentes. Dans le groupe le plus résistant, on retrouve une marque de boîtier en céramique monocristalline et deux marques de boîtiers polycristallins. Ce résultat vient confirmer qu'on ne peut pas comparer les boîtiers en fonction de leur seule appartenance au groupe des mono ou polycristallins, puisque contrairement à l'étude précédente qui concluait à la supériorité des boîtiers monocristallins non endommagés sur celle des polycristallins non endommagés, cette étude ne rapporte aucune différence statistiquement significative entre la marque de boîtiers monocristallins testée et les deux

marques de boîtiers polycristallins. Enfin, l'auteur rapporte des torsions moyennes à la fracture du fil remplissant la lumière des boîtiers de 9.5° à 17.8° correspondant à des valeurs de torques supérieures ou égales aux valeurs considérées optimales dans la littérature et par conséquent que ces boîtiers sont adéquats pour un usage clinique.

Enfin, la troisième et dernière étude a été réalisée par Akin et col. et publiée en 1996. Elle utilise le même montage que celle de Holt mais teste des boîtiers plus récents bien que déjà dépassés aujourd'hui. Les 8 marques de boîtiers testés présentaient pour la plupart une amélioration de leurs performances par rapport à leurs prédécesseurs testés dans l'étude de Holt. Le boîtier Starfire TMB[®] (Ormco) qui est monocristallin, n'a pas fracturé, c'est le fil qui s'est déformé. Pour les 7 autres marques de boîtiers en céramique polycristalline, les angles de torsion moyens à la fracture sont trois fois supérieurs à ceux obtenus avec les boîtiers testés par Holt en 1991 et les valeurs de torque à la fracture sont également augmentées mais ne sont pas multipliées par trois. Les auteurs en concluent que la résistance des boîtiers est adéquate pour l'utilisation clinique. Néanmoins, on notera que le fil utilisé dans cette étude était un 0.0215x0.027 pouces avec des coins arrondis, alors que celui utilisé dans l'étude précédente était un 0.0215x0.028 pouces standard.

Cela explique peut-être que malgré des angles de torsion 3 fois plus importants, les valeurs de torque ne soient pas multipliées par trois, et que le boîtier en céramique monocristalline ne se soit pas fracturé. En effet, on peut penser que des coins émoussés versus des coins aiguisés aient moins d'aptitude à induire une fissure dont on sait qu'elle fragilisera plus une céramique monocristalline dans laquelle elle se propagera plus

facilement.

Conclusion : La supériorité des boîtiers monocristallins sur les polycristallins n'est pas prouvée. Les boîtiers en céramiques mono et polycristallines semblent être suffisamment résistants pour ne pas fracturer lors de l'application de valeurs de torque considérées physiologiques. Malgré une crainte persistante de la fracture chez les orthodontistes, plus aucune étude portant sur le sujet n'a été réalisée depuis près de 10 ans. Les boîtiers ayant fait l'objet d'évaluation n'existent plus.

C' est donc dans ce contexte pour le moins nébuleux que s'inscrit ce travail de recherche.

2.5 Conclusion

Les boîtiers en céramique ont une propension à la fracture qui s'explique par leur structure intrinsèque (liaisons covalentes) et par des défauts structurels issus de leurs procédés de fabrication (pores internes, défauts de surface, résidus de liant, joints de grain). La géométrie du boîtier a également son influence, car la répartition des contraintes en dépend.

La contrainte de torque est à risque pour ces boîtiers car elle a pour effet l'écartèlement des ailettes.

Du fait de leur faible module d'élasticité, les fils en nickel-titane apparaissent donc comme des fils de choix pour l'application de torque sur ce type de boîtier. Si leur faible module d'élasticité est une constante, leur super-élasticité ne s'exprime pas pour les torsions couramment utilisées en clinique. Elle devrait néanmoins commencer à

s'exprimer pour des torsions supérieures à 40°, pour des fils ayant des valeurs de Af inférieures mais proches de la température buccale.

Les dernières études d'évaluation de boîtiers en céramique soumis à une contrainte de torsion portaient sur des boîtiers qui ne sont plus en vente aujourd'hui. Elles rapportaient une résistance suffisante des boîtiers en céramique, pour un usage clinique utilisant des forces considérées optimales.

Pourtant, la crainte de la fracture des boîtiers en céramique lors de l'application de torque persiste.

CHAPITRE TROIS
TECHNIQUE EXPÉRIMENTALE

3 TECHNIQUE EXPÉRIMENTALE

3.1 Objectifs de l'étude

La première partie de l'étude a pour but de comparer la résistance de 6 boîtiers orthodontiques en céramique lorsqu'ils sont soumis à un torque avec un fil en acier qui remplit leur lumière.

La deuxième partie de l'étude a pour but de comparer la résistance de ces 6 mêmes boîtiers orthodontiques en céramique lorsqu'ils sont soumis cette fois-ci, à un torque avec un fil en nickel-titane qui remplit leur lumière.

3.2 Première partie : évaluation de la résistance à la fracture des boîtiers en céramique soumis à la torsion d'un fil en acier.

3.2.1 Les spécimens testés

Les 6 boîtiers testés dans cette étude sont ceux des compagnies les plus présentes sur le marché Québécois (tableau 2).

Marque	Compagnie	Matériaux	Caractéristiques
Inspire Ice	Ormco	Saphir monocristallin	Machiné
Clarity	3M	Alumine polycristalline	Machiné et insert d'acier inoxydable
Invu	TP Orthodontics	Alumine polycristalline	Céramique injectée dans un moule
Mystique	GAC	Alumine polycristalline	Machiné et glissière de silice
Signature III	RMO	Alumine polycristalline	Machiné
Virage	American Orthodontics	Alumine polycristalline	Machiné et insert d'acier inoxydable

Tableau 2: Caractéristiques générales des boîtiers testés

A l'exception du boîtier Inspire qui est un saphir monocristallin, tous les autres boîtiers testés sont des céramiques polycristallines. La céramique monocristalline est très esthétique du fait de sa translucidité qui la rend presque invisible mais elle a la réputation d'être particulièrement fragile. En effet, lorsqu'une fissure est initiée à sa surface, la céramique monocristalline a une plus faible résistance à sa propagation que la céramique polycristalline où la fissure se propage selon un chemin irrégulier le long des joints de

grain (figures 6 et 7) (Flores *et al.*, 1990; Brantley, 2001). Pourtant, comme nous l'avons expliqué dans la revue de littérature, d'autres paramètres (mode de fabrication, géométrie) interviennent dans la résistance des boîtiers en céramiques et par conséquent rendent cette réputation de fragilité fausse.

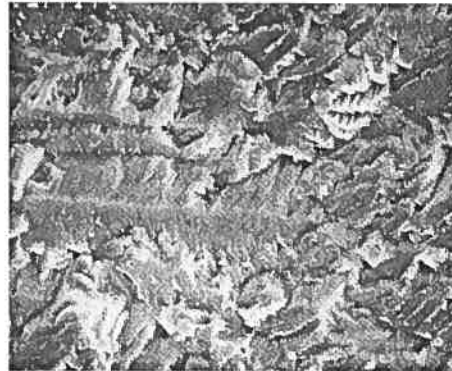


Figure 6: Céramique mono-cristalline (Brantley, 2001)

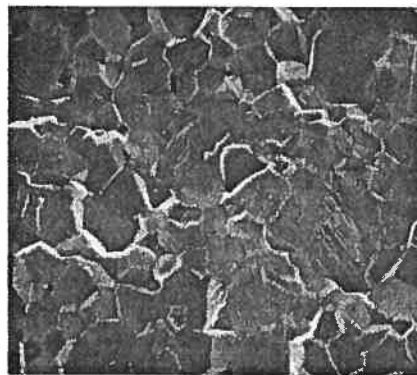


Figure 7 : Céramique poly-cristalline (Brantley, 2001)

Tous les boîtiers testés sont machinés sauf celui de la compagnie TP Orthodontics, fabriqué selon un procédé où la céramique est chauffée, liquéfiée, et injectée dans un moule de boîtier. Selon la compagnie, ce procédé rendrait leur produit plus résistant à la fracture, plus esthétique et plus lisse mais aucune étude indépendante ne le confirme.

Le dernier paramètre qui caractérise ces boîtiers esthétiques est la présence ou non de glissière métallique dans la céramique.

Si les compagnies 3M Unitek et American Orthodontics optent pour une glissière en acier inoxydable, la compagnie GAC utilise une glissière de silice qui serait très résistante et presque sans friction. Il est important de noter qu'il n'existe aucune étude indépendante qui prouve que les glissières en acier ou en silice renforcent les boîtiers en céramique.

Tous ces boîtiers sont des boîtiers d'incisive supérieure droite, avec une lumière de 0.022 pouces et une prescription variable. L'absence d'homogénéité dans les prescriptions est sans conséquence sur notre étude car le montage utilisé les neutralise.

Pour chacune des six marques sélectionnées, la taille des échantillons est de 20 boîtiers.

3.2.2 Test de résistance à la fracture

3.2.2.1 *Le montage*

Le montage utilisé dans cette étude est équivalent à celui utilisé par Holt et col. en 1991 et par Akin et col. en 1996 (figure 8) (Holt *et al.*, 1991; Akin *et al.*, 1996). Seul le support sur lequel sont collés les boîtiers diffère. Il est orientable dans les 3 plans de l'espace contrairement à celui des études précédentes qui ne permettait aucun réglage (figure 9).

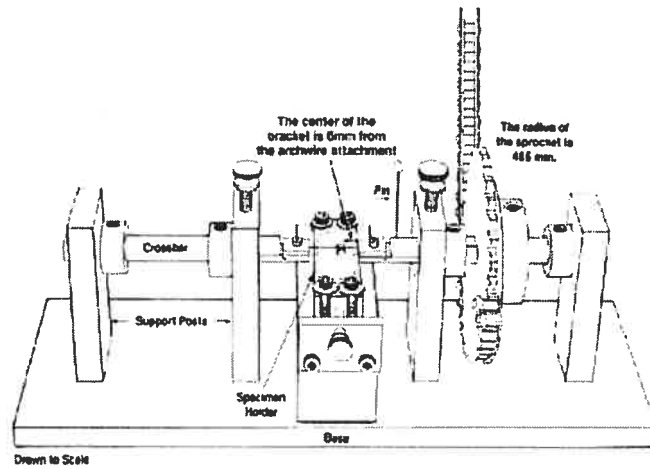


Figure 8: Montage utilisé par Holt et Akin (Holt *et al.*, 1991)

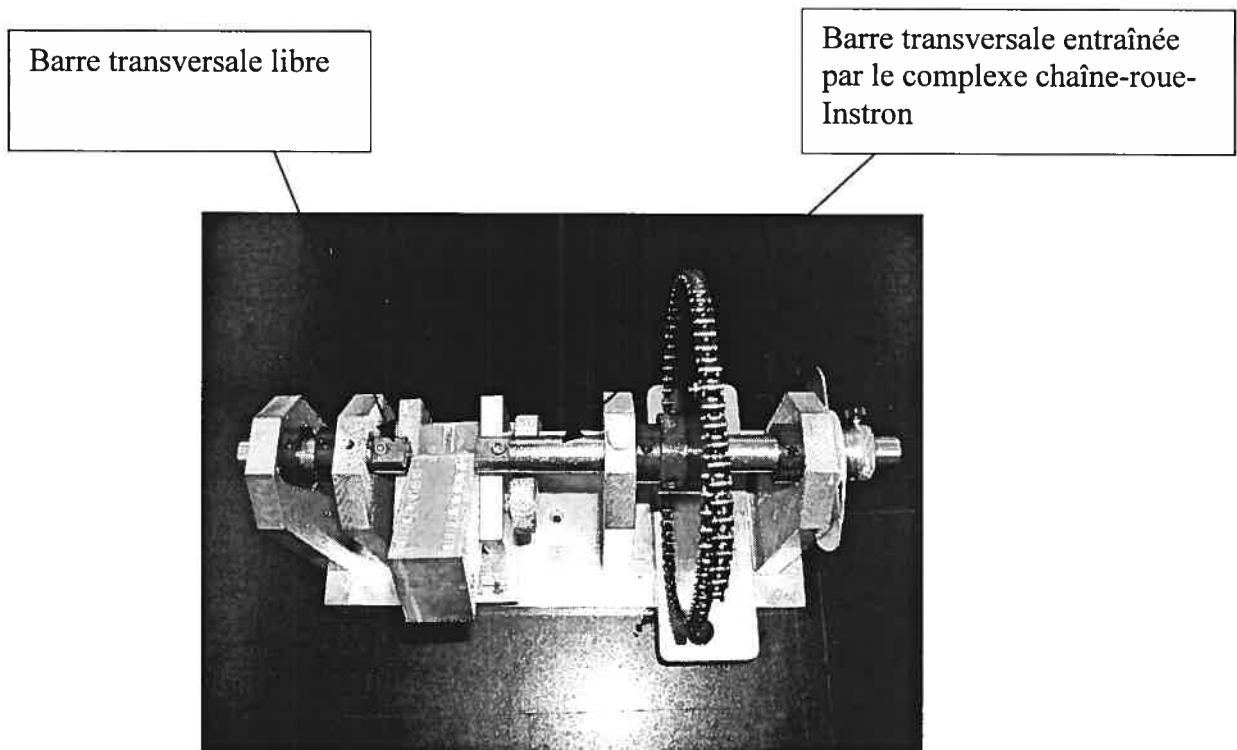


Figure 9: Montage réglable utilisé dans l'étude

Il se compose de 3 parties :

La première est la base sur laquelle repose les deux autres parties et qui permet la fixation du montage, à l'aide de vis, sur le plateau de la machine Instron 4201.

La seconde est le support sur lequel sont collés les boîtiers à tester (figure 10). Elle se compose elle même d'un réservoir dans lequel est coulé de la résine acrylique (Triade[®], Dentsply) sur laquelle seront collés les boîtiers, et d'un système de serrage vissé à la base du montage, permettant d'orienter le réservoir dans les trois plans de l'espace.

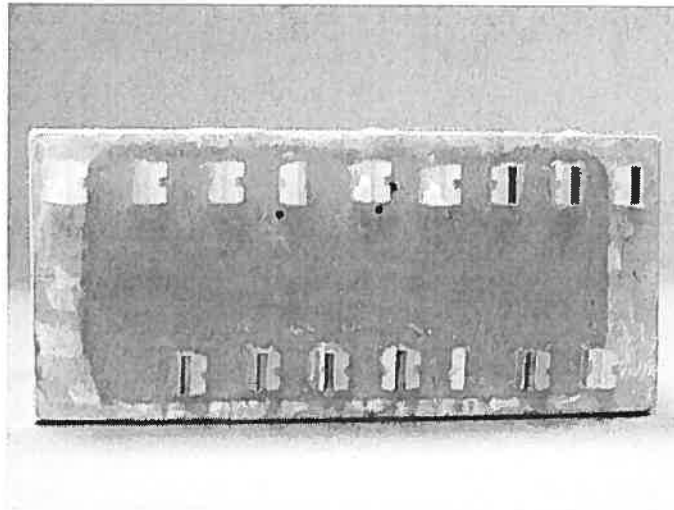


Figure 10: Support sur lequel sont collés les boîtiers après un série de tests

La troisième partie repose sur la base par le biais de 4 poteaux. Deux poteaux supportent une barre transversale attachée à une roue dont la chaîne est reliée à la cellule de l'Instron. Cette barre permet de tenir le fil et de le faire tourner autour de son axe long grâce au complexe Instron-chaîne-roue dentelée qui entraîne sa rotation. Les deux autres

poteaux supportent également une barre transversale qui tient l'autre extrémité du fil et qui est libre de tourner autour de son axe long. En choisissant ce montage dans lequel le torque n'est appliqué que d'un côté du boîtier, Holt considère qu'il simule mieux la situation clinique. Lorsque du torque corono-buccal est appliqué sur les 4 incisives maxillaires, l'impact de la torsion du fil sur les ailettes mésiales des incisives latérales est réduit car la force se répartit sur plusieurs boîtiers (Holt *et al.*, 1991).

Les barres transversales sont hémi-sectionnées. Elle présentent une encoche à leur extrémité qui tient le fil pour que ce dernier ne puisse se positionner que d'une seule façon et qu'il soit centré à chaque fois.

A l'autre extrémité de la barre transversale reliée à l'Instron, il y a un rapporteur qui permet de déterminer l'angle de rotation de cette barre.

3.2.2.2 *Préparation des spécimens*

Le réservoir qui constitue le support sur lequel sont collés les boîtiers est préalablement rempli de résine acrylique photo-polymérisable (Triade[®], Dentsply). Cette résine est ensuite photo-polymérisée.

Le fil en acier est mis en place sur le montage et positionné de telle sorte que son côté le plus large soit orienté verticalement.

Le boîtier, dont la base est enduite de composite photo-polymérisable (Tranbond LC[®], 3M Unitek) est alors fixé sur le fil avec une ligature élastomérique.

Enfin, le support est amené au contact du boîtier et orienté de manière à ce que la totalité de la surface de la base du boîtier s'applique dessus. Ainsi, bien que les boîtiers testés

soient pré-informés, le fil est complètement passif. Le torque et le tip de la prescription n'ont donc aucun effet. Le centre des boîtiers est à 6 mm de l'extrémité de la barre transversale active. Cette distance a été choisie par Holt en 1991 parce qu'elle était considérée comme une distance inter-boîtier moyenne (Holt *et al.*, 1991).

Après photo-polymérisation du composite, la ligature est retirée et l'opération est répétée de façon à pouvoir coller 10 boîtiers sur le même support. Ni adhésif, ni primer ne sont utilisés.

Une fois les 10 boîtiers collés, ils sont testés l'un après l'autre après y avoir remis un module élastomérique Superslick® (TP Orthodontics). Flores et col. ont démontré que le type de ligature (métallique ou élastomérique) n'influçait pas la résistance des boîtiers en céramique (Flores *et al.*, 1990).

Lorsque les 10 tests sont achevés, les restes de boîtiers brisés ainsi que la surface de l'acrylique sont retirés à la fraise. Une nouvelle couche de résine est appliquée en surface avant de recoller 10 autres boîtiers selon le même protocole.

3.2.2.3 Exécution des tests

La chaîne est accrochée à une cellule de 10 Newton. Elle est tirée par l'Instron à une vitesse de 1 pouce par minute jusqu'à ce que le boîtier fracture (figure 11).

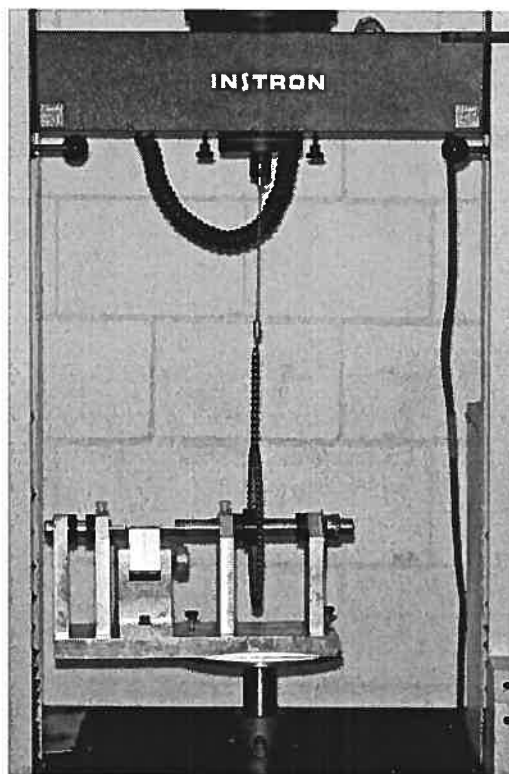


Figure 11: Montage fixé sur la machine Instron

La force à la fracture affichée sur l'écran de l'Instron est enregistrée. La force correspondant à la friction du système et au poids de la chaîne obtenue en faisant tourner à vide le système est alors retranchée. Enfin le moment est obtenu en multipliant cette force de fracture réelle par le rayon de la roue dentelée (80mm) pour obtenir le moment en gramme.millimètre.

Au moment de la fracture, l'Instron s'arrête spontanément et les degrés de rotation sont mesurés au niveau du rapporteur.

3.3 Deuxième partie : évaluation de la résistance à la fracture des boîtiers en céramique soumis à la torsion d'un fil en nickel-titane.

3.3.1 Les spécimens testés

Les boîtiers testés sont les mêmes que précédemment. Les fil utilisés sont des fils en nickel-titane de dimension 0,022x0,028 pouces (Align SE200[®],3M Unitek).

La taille des échantillons testés a été réduite à 10 au lieu de 20, car pour chaque marque évaluée, aucune fracture n'a été observée pour des torsions cliniquement applicables.

3.3.2 Test de résistance à la fracture

Comme nous l'avons expliqué dans la revue de littérature, le comportement des fils en nickel-titane super-élastiques est tributaire de la température ambiante. Afin de simuler la température buccale, le montage est immergé dans un aquarium rempli d'eau dont la température est maintenue entre 35°C et 38°C à l'aide de résistances (Figure 12 et 13).

La préparation des spécimens et l'exécution des tests restent les mêmes que précédemment.

Le montage est également le même. Seule une plaque de fixation du montage au fond de l'aquarium est rajoutée.

L'aquarium présente à sa base un ergo percé lui permettant d'être fixé sur le plateau de la machine Instron.

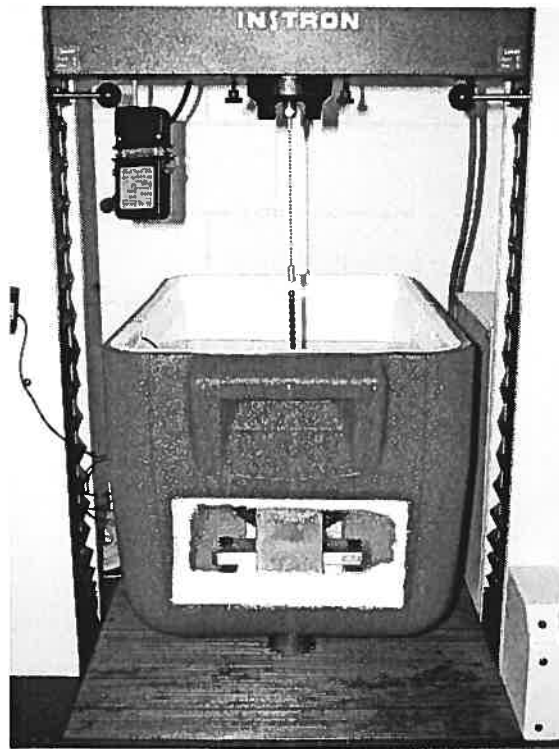


Figure 12: Montage et aquarium

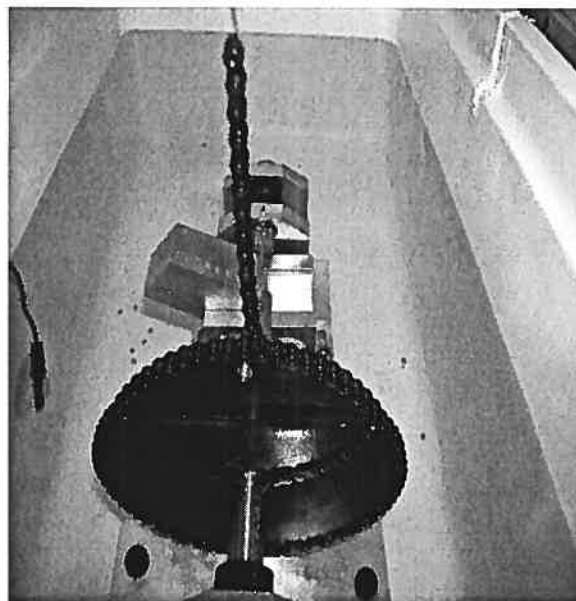


Figure 13: Montage immergé dans l'aquarium

3.4 Analyse statistique

Aucune analyse statistique n'a été réalisée pour la deuxième partie de l'étude impliquant les fils en nickel-titane car aucune fracture n'a été observée pour des torsions cliniquement applicables. En revanche, celle impliquant les fils en acier a donné lieu à une étude statistique.

Pour chaque série d'évaluation, la moyenne des moments et angles à la fracture, leurs valeurs maximum et minimum ainsi que leur déviation standard ont été calculées. Les données sont présentées sous forme d'histogrammes avec ces paramètres (diagramme 1 et 2).

Une analyse de variance à une variable indépendante de type « one-way ANOVA » a été utilisée afin d'évaluer l'existence d'une éventuelle différence entre les moyennes d'angles et de moments à la fracture des 6 marques de boîtier testées.

Ce test ne permettant pas d'identifier les marques entre lesquelles il existe une différence, un test de comparaisons multiples de type Tukey HSV a été par la suite réalisé en complément. Les résultats sont présentés sous forme de tableaux dans lesquels les marques situées dans une même colonne ne présentent pas de différence significative contrairement à celles situées dans des colonnes différentes (tableaux 4 et 5).

Enfin les résultats ont été contrôlés en utilisant les mêmes tests après conversion des moyennes avec un logarithme en base 10.

La valeur d' α retenue comme seuil d'acceptation est 0,05. Elle correspond à $p < 0,001$.

3.5 Sources d'erreur

A cinq reprises, la machine Instron n'a pas détecté la fracture. Le moment à la fracture n'a pas pu être obtenu. Donc, en ce qui concerne les moments, l'échantillon des boîtiers Clarity[®] est réduit à 17, celui des boîtiers Inspire[®] à 19 et celui des boîtiers virage[®] à 19 également. Les conséquences statistiques sont minimales car la taille des échantillons, initialement sur-évaluée, reste suffisante. Pourtant, il est légitime de se demander si ces 5 valeurs manquantes n'auraient pas modifié les moyennes des résultats, sur lesquelles sont basées nos statistiques. Heureusement, les valeurs d'angle de 4 de ces 5 échecs ont pu être obtenues en lecture directe. Pour Clarity[®] et Inspire[®], ces valeurs étant très proches de la médiane des valeurs d'angles à la fracture (1° de différence pour Clarity[®] et 4° pour Inspire[®]), on peut considérer que les valeurs manquantes de moments auraient été très proches de la médiane des valeurs de moment et donc n'altèrent en rien les résultats statistiques. Pour Virage[®], l'angle n'a pas pu être obtenu, mais il ne s'agit que d'un boîtier sur vingt donc les conséquences peuvent être également considérées négligeables.

La valeur d'angle à la fracture a été faite en lecture directe au moment où le manipulateur entendait le bruit provoqué par le bris. A l'exception des 5 fois où l'Instron n'a pas détecté la fracture, la machine interrompait sa traction dès que le boîtier se brisait permettant une lecture de l'angle moins aléatoire que celle faite à l'oreille. On notera toutefois que le bruit correspondait systématiquement à l'arrêt de la machine. On peut

donc considérer que les 4 angles de fracture obtenus seulement à l'oreille sont à peu près exacts.

La force correspondant à la friction du système et au poids de la chaîne obtenue en faisant tourner à vide le système a été considérée comme constante et égale à 0,4N or elle oscille entre 0,3997N et 0,42N dans l'intervalle d'élongation de la chaîne où les fractures sont observées. Cette approximation est négligeable.

La collection manuelle des données constitue également une source potentielle d'erreurs.

CHAPITRE QUATRE
DESCRIPTION DES RÉSULTATS

4 DESCRIPTION DES RÉSULTATS

4.1 Résistance à la fracture des boîtiers en céramique soumis à la torsion d'un fil en acier

4.1.1 Moment à la fracture

Les valeurs moyennes de torque nécessaires pour fracturer les boîtiers en céramique testés sont présentées dans le tableau 3 et le diagramme 1. Elles sont exprimées en g.mm.

Boîtier	Moyenne ±déviation standard	Minimum	Maximum
Inspire Ice	5127±1780	3211	9584
Clarity	7758±1264	6236	10209
Invu	4947±2652	1937	12950
Mystique	4972±2228	3511	11758
Signature III	3919±1633	2495	10452
Virage	4659±1582	3272	10647

Tableau 3: Valeurs de torque moyennes, maximums et minimums et déviation standard à la fracture

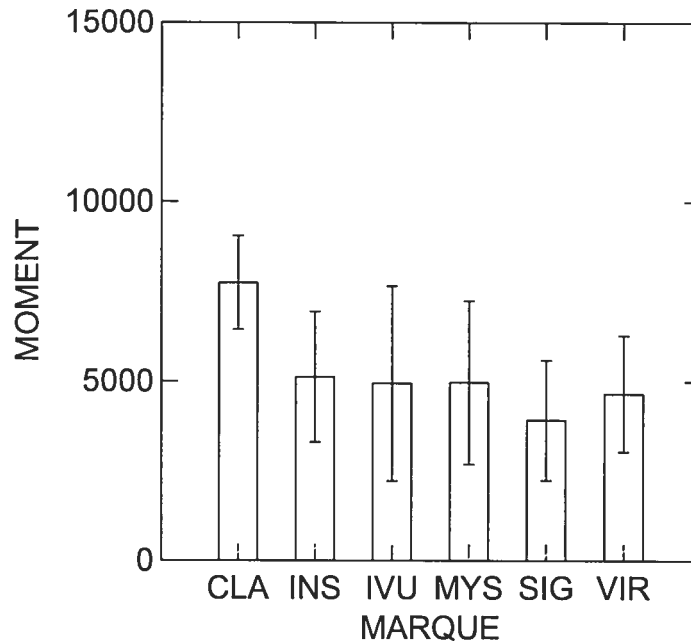


Diagramme 1: Torque moyen à la fracture

Marque	Nombre de boîtiers	Sous-groupes	
		1	2
Signature III	20	3918,9581	
Virage	19	4659,0046	
Invu	20	4947,4631	
Mystique	20	4972,0334	
Inspire Ice	19	5127,2353	
Clarity	17		7757,9280
Sig		,387	1,000

Tableau 4: Résultats statistiques du test de comparaisons multiples pour les moments

Sur la base de leur résistance à la fracture, les boîtiers peuvent être divisés en deux groupes. La différence entre ces deux groupes est significative à $p < 0,05$.

Le premier groupe comprend les boîtiers Signature III[®], Virage[®], Invu[®], Mystique[®] et Inspire Ice[®] qui ont été respectivement fracturés pour des torques moyens de 3919g.mm, 4659g.mm, 4947g.mm, 4972g.mm, 5127g.mm. Le deuxième groupe ne comprend que le boîtier Clarity[®] dont le torque moyen à la fracture est de 7758g.mm (tableau 4). Les boîtiers du premier groupe sont significativement moins résistants que celui du deuxième groupe. Le boîtier Clarity[®] a la plus petite déviation standard (1264g.mm) alors que le boîtier Invu[®] présente le plus de variabilité avec une déviation standard de 2652g.mm. La valeur de torque minimum à la fracture s'étend de 2495g.mm pour Signature III[®] à 6236g.mm pour Clarity[®]. La valeur de torque maximum à la fracture s'étend de 9584g.mm pour Inspire Ice[®] à 11758g.mm pour Mystique[®].

4.1.2 Angle de torsion à la fracture

Les valeurs moyennes d'angle de torsion du fil nécessaires pour fracturer les boîtiers en céramique testés sont présentées dans le tableau 5 et le diagramme 2. Elles sont exprimées degrés.

Boîtier	Moyenne \pm déviatiion standard	Minimum	Maximum
Inspire Ice	31,8 \pm 5,2	24	44
Clarity	41,4\pm3,8	35	50
Invu	30,1 \pm 6	17	42
Mystique	27,6 \pm 2,2	24	31
Signature III	26,9\pm3,6	21	33
Virage	29,7 \pm 5,2	19	40

Tableau 5: Valeurs d'angles moyennes, maximums et minimums et déviations standards à la fracture

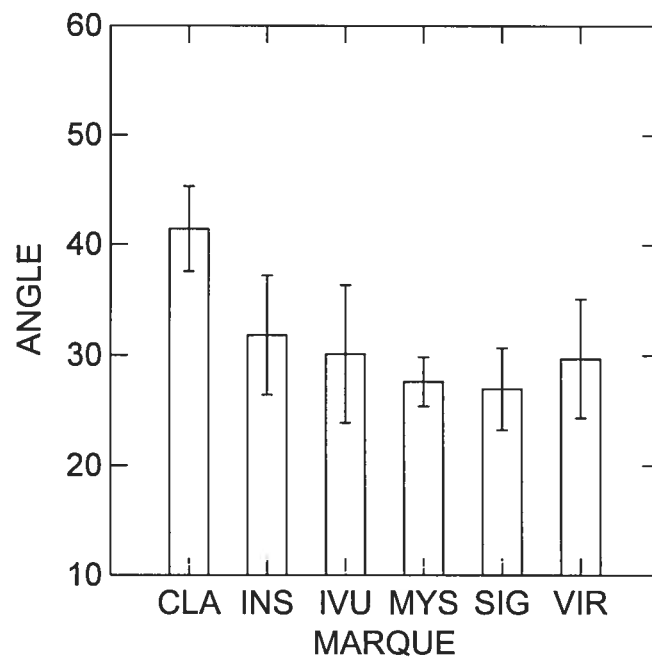


Diagramme 2: Angles moyens à la fracture

Marque	Nombre de boîtiers	Sous-groupes		
		1	2	3
Signature III	20	26,9500		
Mystique	20	27,6000		
Virage	19	29,6842	29,6842	
Invu	20	30,1000	30,1000	
Inspire Ice	20	.	31,8000	
Clarity	20			41,4500
Sig		,252	,685	1,000

Tableau 6: Résultats statistiques du test de comparaisons multiples pour les valeurs d'angles

Le boîtier Clarity présente l'angle moyen à la fracture le plus élevé (41,4°). Il existe une différence statistiquement significative entre ce boîtier et les autres (tableau 6). On remarque qu'il existe également une différence statistiquement significative entre Inspire Ice et Mystique et Signature III (tableau 6). L'angle moyen à la fracture du boîtier Inspire Ice est significativement supérieur à ceux des deux autres boîtiers.

Le boîtier présentant le plus de variation est le Invu avec un déviation standard de 6°.

Signature III présente la valeur d'angle moyenne à la fracture la plus basse (26,9°).

Invu présente la valeur d'angle minimale la plus basse (17°) et Clarity la plus haute (35°).

Mystique présente la valeur d'angle maximale la plus basse (31°) et Clarity la plus haute (50°).

4.2 Résistance à la fracture des boîtiers en céramique soumis à la torsion d'un fil en nickel-titane.

Sur les 60 boîtiers testés, aucun ne s'est fracturé pour des valeurs inférieures à 82° et nombreux étaient ceux qui n'avaient toujours pas cassé après 180° de torsion (10 boîtiers). Ces valeurs de torsion étant largement supérieures à celles envisageables cliniquement, elles n'ont donné lieu à aucune étude statistique.

CHAPITRE CINQ

DISCUSSION DES RÉSULTATS

5 DISCUSSION DES RÉSULTATS

La dernière étude indépendante évaluant la résistance mécanique de boîtiers en céramique soumis à un torque date de 1996 (Aknin *et al.*, 1996). Les boîtiers alors testés ne sont aujourd'hui plus en vente. Ils ont été remplacés par une nouvelle génération de boîtiers présentée comme plus performante par les compagnies. Dans ce contexte, notre étude apparaît comme une mise à jour nécessaire.

Le premier objectif de notre étude est d'évaluer la résistance de chacun de ces nouveaux boîtiers et d'évaluer la véracité des propos des compagnies concernant l'amélioration des performances de leurs produits.

Le second consiste à évaluer le bien fondé d'utiliser des fils en ni-ti pour limiter le risque de fracture des boîtiers en céramique lors de l'application de torque.

5.1 Première partie : résistance à la fracture des boîtiers en céramique soumis à la torsion d'un fil en acier.

Les valeurs de torque nécessaires à un mouvement optimal ont été estimées par plusieurs auteurs. Elles sont présentées dans le tableau 7.

Auteur	Dents	Torque optimal en g.mm
Reitan(Reitan, 1957)	Incisive centrale	2373
Newman(Newman, 1963)	Incisive centrale	2008
Nikolai(Nikolai, 1985)	Segment incisif	3000-3500

Tableau 7: Valeurs de torque incisif recommandées (Aknin *et al.*, 1996)

Les valeurs recommandées dans la littérature oscillent entre 2000g.mm et 3500g.mm.

Ainsi, la force optimale maximum recommandée reste inférieure à la valeur moyenne de torque la plus basse de notre étude (3918g.mm) nécessaire pour fracturer le boîtier Signature III. Par conséquent, les boîtiers testés apparaissent suffisamment résistants pour permettre des mouvements dentaires efficaces sans se briser.

On remarque cependant, que les montants de torque à la fracture sont variables comme l'illustrent les déviations standards enregistrées. C'est pourquoi, il est préférable de sélectionner nos boîtiers en fonction de leur valeur de torque minimale à la fracture au lieu de leur valeur moyenne. Ainsi, si l'on considère les valeurs minimales, on peut conclure que tous ces boîtiers sont susceptibles de se briser lorsqu'ils sont soumis à un torque optimal à l'exception du boîtier Clarity. En effet, si la valeur de torque minimale à la fracture est de 6236g.mm pour Clarity, elle oscille entre 1937g.mm et 3511 g.mm pour les autres, valeurs correspondant à celles préconisées dans la littérature . Cette supériorité du boîtier Clarity est confirmée par l'analyse statistique qui ne détecte de différence significative qu'entre Clarity et les autres.

Lorsque l'on compare les valeurs de torque moyennes à la fracture des boîtiers testés par Holt en 1991 (Holt *et al.*, 1991) avec celles des boîtiers testés dans notre étude, on est

surpris de voir qu'elles sont à peu près équivalentes. Ce qui signifierait qu'en 15 ans il n'y a eu aucune amélioration des boîtiers en céramique. Pourtant, on remarque que les valeurs d'angle de torsion moyenne à la fracture sont approximativement deux fois supérieures dans notre étude confirmant la supériorité de la nouvelle génération de boîtiers sur celle testée en 1991.

Il se pourrait que Holt ait omis, dans son calcul des moments, de retrancher le moment lié au poids de la chaîne et à la friction du système qui est aussi élevée que 3243,6g.mm dans notre étude.

Enfin, quand on compare nos résultats à ceux de Akin et col. en 1996 (Akin *et al.*, 1996), on remarque que les valeurs d'angle et de moment obtenues dans notre étude sont légèrement inférieures. Ce qui signifierait que les performances des boîtiers les plus récents sont moins bonnes que celles de ceux testés en 1996 qui ne sont plus disponibles aujourd'hui sur le marché. Néanmoins, il faut noter que Akin appliquait son torque avec un fil en acier à coins arrondis. Peut-être que des coins non émoussés sont plus à risque que des coins standards d'initier une fissure et d'ainsi induire la fracture de la céramique. De même, le boîtier monocristallin Starfire (« A » Company) testé par Akin ne s'est jamais brisé. C'est le fil qui s'est tordu contrairement au boîtier monocristallin testé dans notre étude. Cette différence est peut être également due à la section du fil.

Ainsi, il est probable que la nouvelle génération de boîtier soit plus résistante que les anciennes, mais ces trois études ayant été menées par différentes équipes, il est

concevable que des variations dans le protocole expérimental existent, rendant la comparaison difficile.

Dans ces circonstances, cette étude ne nous permet que de comparer les boîtiers qui y sont testés.

5.2 Deuxième partie : Résistance à la fracture des boîtiers en céramique soumis à la torsion d'un fil en nickel-titane

Aucun des boîtiers testés n'ayant fracturé pour des torsions inférieures à 82°, le ni-ti apparaît comme une bonne alternative à l'acier pour l'application de torque.

Le fil ni-ti utilisé étant super-élastique, on pourrait supposer que c'est cette propriété qui est responsable de la douceur des forces transmises aux boîtiers en céramique. En réalité, si on se réfère aux études de Melling et de Gurgel (Meling and Odegaard, 1998a; Meling and Odegaard, 1998b; Gurgel Jde *et al.*, 2001), dans lesquels les fils testés ne commençaient à présenter un plateau de désactivation caractéristique de la super-élasticité qu'à partir de 40° de torque, on comprend que les fils en nickel-titane préservent les boîtiers en céramique surtout du fait de leur faible rigidité intrinsèque en conditions cliniques.

Dans notre étude, on peut probablement attribuer la résistance des boîtiers aux torsions extrêmes qui dépassent largement le cadre clinique, à la super-élasticité.

CHAPITRE SIX

CONCLUSION

6 CONCLUSION

1. Le boîtier Clarity est le boîtier testé le plus résistant à la fracture lors de l'application d'une contrainte de torque par le biais d'un fil en torsion.
2. Le boîtier Inspire Ice est statistiquement plus résistant que les boîtiers Signature III et Mystique quand on considère les angles de torsion, alors qu'il n'existe aucune différence significative entre ces boîtiers quand on considère les moments. Ainsi, on ne peut pas conclure sur la supériorité du boîtier Inspire Ice sur les deux autres.
3. Bien que le boîtier le plus performant, le boîtier Clarity, soit en céramique polycristalline, la supériorité systématique des boîtiers en céramique polycristalline par rapport à ceux en céramique monocristalline peut être rejetée. En effet, les boîtiers Virage et Invu qui sont polycristallins ne présentent pas de différence significative avec le boîtier Inspire Ice qui est mono-cristallin.
4. Bien que le boîtier le plus performant, le boîtier Clarity, ait une glissière en acier inoxydable, la supériorité systématique des boîtiers dotés de ce type de glissière peut être rejetée. En effet, le boîtier Virage qui a ce type de glissière ne présente pas de différence significative avec les boîtiers Invu , Mystique et Signature III qui n'en n'ont pas.

5. Seul le boîtier Clarity est capable de supporter une contrainte de torque optimale sans jamais se briser. Les autres boîtiers présentent un risque de bris car bien que leurs valeurs moyennes de torque à la fracture soient supérieures aux valeurs recommandées de torque optimal, leurs valeurs minimales de torque à la fracture sont proches des valeurs recommandées.

6. Les fils en nickel-titane apparaissent comme une bonne alternative à ceux en acier pour l'application de torque, car aucun des boîtiers n'a été fracturé pour des angles de torsion ayant une application clinique. Les fractures ont été observées à partir de 82° de torsion. Ainsi, pour les boîtiers Inspire Ice, Invu, Mystique, Signature III et Virage, le nickel-titane apparaît comme un matériaux de choix. Il faut préciser que la douceur des forces exercées en torsion avec le nickel-titane n'est pas due à sa super-élasticité car elle ne s'exprime pas pour des montants de torsion ayant une application clinique. Elle est due à son faible module d'élasticité.

Il est important de garder à l'esprit que ces conclusions sont le fruit d'une étude in vitro. Leur transposition clinique doit donc être prudente.

Étant donné la rapidité de renouvellement des produits orthodontiques, ce genre d'étude devrait être répété régulièrement pour que les orthodontistes puissent faire un choix éclairé dans leur sélection des boîtiers qu'ils utilisent.

Il semble important que ces produits soient testés selon un protocole chaque fois parfaitement identique, pour qu'une comparaison puisse également être faite avec leurs prédécesseurs.

7 BIBLIOGRAPHIE

1. Akin PC, Nanda RS, Duncanson MG, Jr., Currier GF, Sinha PK (1996). Fracture strength of ceramic brackets during arch wire torsion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 109(1):22-7.
2. Beaton WD (1990). Ceramic brackets. Uses and limitations. *Ont Dent* 67(4):14-5.
3. Birnie D (1990). Ceramic brackets. *Br J Orthod* 17(1):71-4.
4. Brantley WAE, T. (2001). *Orthodontic Materials Scientific and Clinical Aspects*: Thieme.
5. Carter RN (1989). Clinical management of ceramic brackets. *J Clin Orthod* 23(12):807-9.
6. Coreil N (2004). Uncompromising Aesthetic Treatment Dispelling the myths about ceramic brackets. *Clinical Impression* 13(1):4-7.
7. Fairhurst CW (1992). Dental ceramics: the state of the science. *Adv Dent Res* (6) (78-81).

8. Filleul MP, Jordan L (1997). Torsional properties of Ni-Ti and copper Ni-Ti wires: the effect of temperature on physical properties. *Eur J Orthod* 19(6):637-46.
9. Flores DA, Caruso JM, Scott GE, Jeiroudi MT (1990). The fracture strength of ceramic brackets: a comparative study. *Angle Orthod* 60(4):269-76.
10. Ghafari J (1992). Problems associated with ceramic brackets suggest limiting use to selected teeth. *Angle Orthod* 62(2):145-52.
11. Ghosh J, Nanda RS, Duncanson MG, Jr., Currier GF (1995). Ceramic bracket design: an analysis using the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 108(6):575-82.
12. Gibbs SL (1992). Clinical performance of ceramic brackets: a survey of British orthodontists' experience. *Br J Orthod* 19(3):191-7.
13. Gunn S, Powers JM (1991). Strength of ceramic brackets in shear and torsion tests. *J Clin Orthod* 25(6):355-8.
14. Gurgel Jde A, Kerr S, Powers JM, Pinzan A (2001). Torsional properties of commercial nickel-titanium wires during activation and deactivation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 120(1):76-9.

15. Holt MH, Nanda RS, Duncanson MG, Jr. (1991). Fracture resistance of ceramic brackets during arch wire torsion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 99(4):287-93.
16. Khier SE, Brantley WA, Fournelle RA (1991). Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 99(4):310-8.
17. Lee BW (1995). The force requirements for tooth movement. Part II: Uprighting and root torque. *Aust Orthod J* 14(1):34-9.
18. Lepetit FX (1988). [Ceramic brackets]. *Rev Orthop Dento Faciale* 22(2):197-9.
19. Meling TR, Odegaard J (1998a). The effect of temperature on the elastic responses to longitudinal torsion of rectangular nickel titanium archwires. *Angle Orthod* 68(4):357-68.
20. Meling TR, Odegaard J (1998b). On the variability of cross-sectional dimensions and torsional properties of rectangular nickel-titanium arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 113(5):546-57.

21. Neuger RL (1967). The measurement and analysis of moments applied by a light-wire torquing auxiliary and how these moments change magnitude with respect to various changes in configuration and application. *Am J Orthod* 53(7):492-513.
22. Newman GV (1963). A biomechanical analysis of the Begg light arch wire technique. *American Journal of Orthodontics* (49) (721-40).
23. Nikolai R (1985). Bioengineering analysis of orthodontic mechanics Philadelphia: Lea & Febiger.
24. Nikolai RJ (1995). Elastic responses to longitudinal torsion of single-strand, rectangular, orthodontic archwire segments. *Dent Mater* 11(3):169-76.
25. Proffit WR (2000). Contemporary Orthodontics. Third edition ed.: Mosby.
26. Reitan K (1957). Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am J Orthod* 43(1):32-45.
27. Remise C (2002). Biomecanique dentaire I et II. Montréal.
28. Santoro M, Nicolay OF, Cangialosi TJ (2001a). Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: a clinically oriented review. Part II: Deactivation forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 119(6):594-603.

29. Santoro M, Nicolay OF, Cangialosi TJ (2001b). Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: a clinically oriented review. Part I: Temperature transitional ranges. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 119(6):587-93.
30. Scott GE, Jr. (1988). Fracture toughness and surface cracks--the key to understanding ceramic brackets. *Angle Orthod* 58(1):5-8.
31. Sorenson NA, Jr. (1991). Technique modifications to optimize ceramic bracket performance. *J Clin Orthod* 25(7):439-41.
32. Swartz ML (1988). Ceramic brackets. *J Clin Orthod* 22(2):82-8.
33. Wainwright WM (1973). Faciolingual tooth movement: its influence on the root and cortical plate. *Am J Orthod* 64(3):278-302.