



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-memoires-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

MEMOIRE

pour le

**CERTIFICAT D'ETUDES CLINIQUES SPECIALES
MENTION ORTHODONTIE**

**INFLUENCE DE LA STERILISATION SUR LES PROPRIETES MECANQUES EN
TORSION DE DEUX TYPES D'ARCS ORTHODONTIQUES A BASE DE NICKEL
TITANE CUIVRE**

Présenté et soutenu le 15 décembre 2014

par

Guillaume BERTRAND

Directeur de mémoire :

Madame le Professeur Marie-Pierryle FILLEUL

Madame le Professeur Marie-Pierryle FILLEUL
Professeur d'Université
Docteur en Sciences Odontologiques
Doctorat d'Etat en Odontologie
Responsable de la sous-section : Orthopédie Dento-Faciale
Faculté d'Odontologie - Université de Lorraine

La confiance qu'elle nous a toujours témoignée nous honore. Elle nous a inspiré notre sujet de mémoire et nous a apporté son aide précieuse tout au long de ce travail. Nous lui adressons nos plus vifs remerciements et lui adressons nos très respectueux hommages.

Monsieur le Professeur Christophe RAPIN
Professeur d'Université
Chercheur à l'Institut Jean Lamour
Faculté des Sciences et Technologies - Université de Lorraine

Il a su nous orienter dans nos recherches et nous insuffler l'énergie nécessaire à les mener à bien. Nous lui témoignons notre très sincère gratitude.

Madame le Docteur Cécile DILIBERTO
Maître de conférences, enseignante à l'IUT de Brabois département Génie Civil
Chercheur à l'Institut Jean Lamour - Université de Lorraine

Ses compétences, sa bienveillance et sa disponibilité nous ont permis de réaliser des expériences que nous pensions hors de notre portée. Nous tenons à la remercier tout particulièrement pour nous avoir accordé si gentiment de son temps précieux.

Monsieur le Docteur Francis BENOIT
Praticien Hospitalier Responsable Stérilisation CHU Nancy Brabois

Il nous a très aimablement ouvert les portes de son service. Son enthousiasme et son ouverture d'esprit ont définitivement marqué ce projet. Qu'il trouve ici l'expression de toute notre gratitude.

Monsieur le Docteur Benoit EGLOFF
Assistant Hospitalo-Universitaire
Sous-section : Orthopédie Dento-Faciale
Faculté d'Odontologie - Université de Lorraine

Ses compétences en statistiques ainsi que ses qualités humaines nous ont beaucoup apporté tout au long de ce travail. Qu'il trouve là l'expression de ma joie de le compter parmi mes amis et le témoignage de ma profonde gratitude.

A Pascal MOHR, Jamila TAHIRI, Catherine PY et Daniel KANTER, anciens Cecsmistes, spécialistes qualifiés en orthopédie dento-faciale, dont les travaux nous ont apporté un support solide et l'aide nécessaire à l'achèvement de ce mémoire. Qu'ils trouvent ici l'expression de toute notre gratitude.

Table des Matières

1	Introduction	5
2	Généralités, définitions	7
2.1	Définitions	7
2.2	Historique	8
2.3	Paramètres caractérisant les alliages utilisés en orthodontie.....	10
2.4	Caractéristiques des alliages étudiés.....	11
2.4.1	Aciers inoxydables	11
2.4.2	Alliages à base de nickel-titane-cuivre	13
2.5	Le jeu arc-attache	18
2.6	La stérilisation	19
3	Matériel et méthodes.....	21
3.1	Matériel.....	21
3.2	Méthodes.....	23
3.2.1	Tirage au sort	23
3.2.2	Numérotation des fils	23
3.2.3	Caractérisation des dimensions des sections des fils	25
3.2.4	Analyse de composition du fil DAMON™	26
3.2.5	Analyse des températures de transformation des fils Damon™ et CuNiTi 35°C...	27
3.2.6	Stérilisation des arcs.....	28
3.2.7	Analyse en torsion.....	31
4	Résultats	33
4.1	Caractérisation de la dimension de la section des fils.....	33
4.1.1	Epaisseurs.....	33
4.1.2	Largeurs.....	36
4.1.3	Conclusions sur la caractérisation de la dimension de la section des fils.....	38
4.2	Analyse de composition du fil Damon™	39
4.3	Analyse des températures de transformation des fils Damon™ et CuNiTi 35°C	41
4.4	Analyse en torsion	43
5	Discussion	45
5.1	Du matériel	45
5.2	Des méthodes.....	46
5.2.1	Numérotation des fils	46
5.2.2	Caractérisation des dimensions des sections des fils.....	46
5.2.3	Analyse de composition du fil Damon™	46
5.2.4	Analyse des températures de transformation des fils Damon™ et CuNiTi 35°C...	47
5.2.5	Analyse en torsion.....	47
5.3	Des résultats.....	48
5.3.1	Dimension des fils.....	48
5.3.2	Analyse de composition du fil Damon™	50
5.3.3	Analyse des températures de transformation des fils Damon™ et CuNiTi 35°C...	50
5.3.4	Analyse en torsion.....	50
6	Conclusion et perspectives	51
7	Bibliographie	53
8	Table des Illustrations	55
9	Annexe.....	56
9.1	Caractérisation de la dimension de la section des fils.....	56
9.2	Etudes statistiques.....	57

9.2.1	<i>Comparaison des largeurs antérieure et latérale du CuNiTi 35°C.....</i>	57
9.2.2	<i>Comparaison du D-Rect® stérilisé et non stérilisé en décharge pour un moment de 770 g.mm.....</i>	58
9.2.3	<i>Comparaison des épaisseurs antérieure et latérale du D-Rect®.....</i>	59
9.2.4	<i>Comparaison des épaisseurs antérieure et latérale du Damon™.....</i>	60
9.2.5	<i>Comparaison des épaisseurs antérieure et latérale du D-Rect® avec la valeur théorique.....</i>	61
9.2.6	<i>Comparaison des épaisseurs antérieure et latérale du Damon™ avec la valeur théorique.....</i>	62
10	Lexique.....	63

1 Introduction

La santé est une des préoccupations majeures de notre société. Aussi, la prévention du risque infectieux doit être au centre de la pratique quotidienne de tout professionnel de santé.

Selon le Ministère de la Santé et des Solidarités (2006) (19) : *« Dans le domaine de la santé, l'apparition de nouveaux risques (prions, bactéries résistantes) et l'écho considérable de certaines crises sanitaires récentes ont fait de la sécurité des soins une exigence majeure qui répond à une forte attente sociale. La prévention du risque infectieux vise à tout mettre en œuvre pour assurer la sécurité des patients et des professionnels de santé ».*

Toujours selon ce ministère : *« (...) le risque de transmission d'agents infectieux à l'occasion des soins n'est pas limité aux établissements hospitaliers. Ce risque existe aussi dans les cabinets de ville (...) ».* Les cabinets d'orthodontie sont donc concernés.

En effet, même si les actes pratiqués par les orthodontistes sont rarement invasifs, la pratique quotidienne de cette discipline médicale, reposant sur l'utilisation de fils métalliques appelées « arcs orthodontiques », est exposée au sang et à d'autres fluides organiques. Il faut également souligner que la cavité buccale est naturellement sceptique. D'après l'article L-5211-1 du Code de la Santé Publique (2014) (6), ces arcs doivent être considérés comme des dispositifs médicaux et nécessitent donc des procédures de désinfection et de stérilisation.

Cependant, les arcs orthodontiques ne sont que très rarement stérilisés.

Plusieurs raisons peuvent expliquer le fait que la plupart des praticiens ne respectent pas ces obligations sanitaires :

- La stérilisation systématique des arcs nécessite des investissements pour les praticiens : en matériel, puisque les arcs qui ne sont pas conditionnés en sachets individuels doivent l'être afin d'éviter le risque de contamination croisée ; et en temps, consacré à l'ensachage et à la stérilisation en elle-même.

- Les praticiens manquent d'informations sur le fait que les arcs sont des dispositifs médicaux, et donc sur les obligations sanitaires qui en découlent.
- Les effets de la stérilisation sur les différentes propriétés des arcs orthodontiques ne sont pas tous connus.

Les orthodontistes choisissent leurs arcs en fonction du type de mouvement dentaire souhaité et de la phase de traitement. Lors des phases initiales, des arcs souples sont souvent nécessaires. Il en existe une multitude, comme par exemple les fils à base de fer multibrins, ou encore les plus récents à base de Nickel Titane Cuivre (CuNiTi).

Les propriétés mécaniques annoncées par leurs fabricants sont séduisantes. Cependant elles sont rarement étudiées en torsion. De plus, les compositions exactes de ces alliages sont souvent inconnues. Il en va de même de leurs comportements suite aux traitements thermiques, comme par exemple un cycle de stérilisation en autoclave.

La finalité de ce mémoire est de vérifier les dimensions annoncées de différents arcs CuNiTi et d'un fil acier multibrins, de comparer leurs propriétés mécaniques, et d'étudier les conséquences de la stérilisation sur celles-ci en réalisant des tests en torsion avant et après stérilisation.

2 Généralités, définitions

2.1 Définitions

- **Alliage** : produit métallique résultant de la combinaison d'un métal avec un ou plusieurs métaux ou métalloïdes (Dictionnaire SFODF, 2012 (25)).
- **Fil orthodontique** : fil généralement métallique souvent constitué de divers alliages et ayant des dimensions, des formes, des propriétés, élastiques et plastiques variées (Dictionnaire SFODF, 2012 (25)).

Un fil orthodontique est constitué par un brin ou par l'assemblage de plusieurs brins d'alliage. Il est destiné à provoquer, guider ou empêcher le déplacement dentaire (FILLEUL in CHATEAU, 1992 (8)).

- **Arc orthodontique** : segment de fil en forme d'arcade totale ou partielle (Dictionnaire SFODF, 2012 (25)).
- **Stérilisation** : « C'est la mise en œuvre d'un ensemble de méthodes et de moyens visant à éliminer tous les micro-organismes vivants de quelque nature que ce soit portés par un objet parfaitement nettoyé » (GALTIER 1996) (11).

Dans la définition du dictionnaire GARNIER DELAMARE (2006) (12), il est précisé que la destruction de ces micro-organismes peut être réalisée par les moyens suivants :

- Moyens physiques :
 - chaleur sèche à 180°C pendant 30 minutes ou 160°C pendant 2 heures (Poupinel)
 - chaleur humide à 134°C durant 18 minutes (autoclave)
 - irradiation par rayons gamma à l'aide de radio-isotopes durant plusieurs minutes
 - pasteurisation (utilisation en industrie alimentaire) par chauffage entre 62 et 88°C (diminution de la quantité de germes, mais pas vraiment stérilisation)
 - tyndallisation (chauffages successifs à une température de 58°C, parfois 80 ou 100°C)
- Moyens chimiques : antiseptiques

- **Dispositif médical critique** : tout matériel qui doit être introduit dans le système vasculaire ou dans une cavité ou tissu stérile quelle que soit la voie d'abord est un matériel considéré comme « critique » (haut risque infectieux) (DIRECTION GENERALE DE LA SANTE, 2006 (7)).
- **Dispositif médical semi-critique** : Le matériel entrant en contact avec une muqueuse sans effraction de celle-ci ou la peau lésée superficiellement est dit « semi-critique » (risque infectieux médian) (DIRECTION GENERALE DE LA SANTE 2006 (7)).
- **Dispositif médical non critique** : les dispositifs médicaux entrant en contact avec la peau intacte du patient ou sans contact avec le patient sont dit « non critique » (bas risque infectieux) (DIRECTION GENERALE DE LA SANTE 2006 (7)).

2.2 Historique

L'utilisation de fils en orthodontie débute en 1746 avec FAUCHARD. Ils étaient alors en or. Les techniques se perfectionnèrent au début du XXème siècle (ANGLE, JOHNSON) mais le matériau utilisé ne changea pas avant les années 1920-1930 (TWEED). L'acier inoxydable (fils à base de fer) prit alors la place de l'or pour des raisons économiques et mécaniques, et reste toujours largement utilisé de nos jours. Depuis, d'autres alliages présentant des propriétés intéressantes ont gagné leur place à ses côtés :

- Vers 1950, l'Elgin Watch Company met au point un alliage (l'Elgiloy®) destiné à réaliser des ressorts d'horlogerie. Ses propriétés ont fait que son usage s'est étendu à l'orthodontie. Il présente un module d'élasticité proche de celui de l'acier inoxydable, et est disponible en 4 nuances présentant chacune une limite d'élasticité différente.
- En 1960, BUEHLER, chercheur en métallurgie à la Naval Ordnance Laboratory, mit au point un alliage nickel-titane qu'il baptisa « Nitinol » (NI pour nickel, TI pour titane, et NOL pour Naval Ordnance Laboratory) (FILLEUL, 1992 (8)). Dans les années 1970, ANDREASEN introduit cet alliage en orthodontie. Il s'agira du premier alliage nickel-titane commercialisé pour

l'usage clinique en orthodontie. Cependant, ces arcs ne présentaient pas les propriétés de mémoire de forme attendues, celles-ci étant annulées par l'important travail à froid lors de la fabrication. Ils ne pouvaient pas non plus être mis en forme sous peine de casser, et leur unique avantage résidait dans leur très faible rigidité (KUSY, 1997 (15)).

Le premier alliage super-élastique utilisé en orthodontie est le « NiTi Chinois », développé par TIEN HUA CHENG et ses collaborateurs de l'Institut Général de Recherches sur les métaux non ferreux de Beijing (Chine). Il est caractérisé entre autres par sa phase mère austénitique, sa basse température de transition, et la restitution de forces d'intensité relativement constante pendant une longue durée et son coefficient de rigidité variable. Mais de faibles variations de la composition peuvent entraîner d'importantes modifications des propriétés mécaniques. Pratiquement tous les fabricants de fils orthodontiques ont commercialisé des alliages à base de nickel-titane ayant une courbe de désactivation similaire à celle du « NiTi Chinois ». Mais on ignore leur température de transition exacte, et donc l'intensité des forces restituées (BURSTONE, 1985 (4)).

Plus récemment sont apparus des alliages nickel-titane-cuivre, commercialisés sous le nom de Copper NiTi. Ceux-ci comportent 5 à 6% de cuivre (substitué au nickel) et 0,2 à 0,5% de chrome (KUSY, 1997 (15)). Le chrome permet d'ajuster la température de transformation, tandis que le cuivre confère plusieurs avantages : de meilleures propriétés mécaniques et surtout des températures de transformations plus constantes et moins sensibles aux légères variations de composition de l'alliage, garantissant ainsi le contrôle des forces appliquées sur les dents.

- C'est en 1980 que BURSTONE introduit les alliages titane-molybdène en orthodontie. Le TMA® est toujours actuellement utilisé et présente de nombreux avantages :
 - propriétés mécaniques
 - résistance à la corrosion
 - soudabilité.

2.3 Paramètres caractérisant les alliages utilisés en orthodontie

Les propriétés requises pour un fil orthodontique sont nombreuses : la biocompatibilité, la résistance à la corrosion, de faibles frictions générées entre eux et les attaches dans lesquelles ils sont placés, éventuellement leur soudabilité. Egaleme nt, leurs propriétés mécaniques doivent être adaptées à chaque phase du traitement orthodontique.

Les paramètres les caractérisant sont :

- Le **module d'élasticité**: il correspond au rapport charge déformation. Il est représenté par la pente de la courbe du schéma suivant :

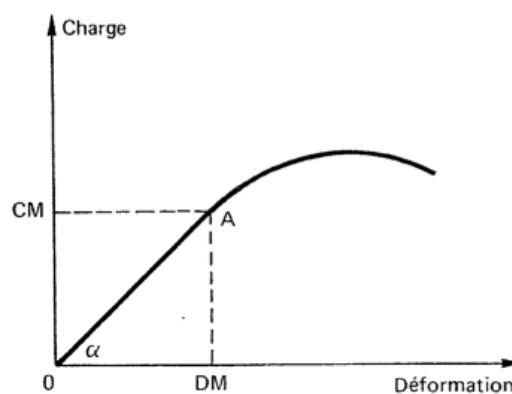


Figure 1 : FILLEUL in CHATEAU 1992

Il traduit la rigidité du matériau, et donne la force ou le moment délivré par unité d'activation du fil. Ainsi, si ce rapport est faible (fil "souple", pente faible), la force ou le moment restitués par le fil sont faibles. A l'inverse, si ce rapport est élevé (fil "rigide", pente forte), le fil présente une résistance à la déformation importante.

- La **limite d'élasticité**: elle correspond à la charge maximale élastique (CM) de l'alliage (charge qui correspond au passage du stade de déformation élastique au stade de déformation plastique).
- La **déformation maximale élastique** (DM) : plus grande distance sur laquelle un fil peut être activé sans déformation permanente.

- **L'effet détente** : activation restituée par un fil lors de la décharge, lorsqu'il regagne ou tente de reprendre sa forme initiale. C'est autrement dit, selon MORGON (2001) (22), la quantité de retour à la position de repos après activation lors de la décharge. Il s'exprime en degrés. Les alliages à base de nickel-titane-cuivre possèdent un important effet-détente par rapport aux fils en acier inoxydables. En effet, ces derniers ayant une limite d'élasticité plus faible, ils subissent plus rapidement une déformation plastique sous la contrainte, et perdent donc plus rapidement l'effet-détente.

Pour BURSTONE (1981) (5), les paramètres les plus importants sont ceux qui ont une signification clinique :

- une flexibilité proportionnelle au rapport LE/E avec E = coefficient d'élasticité et LE = limite élastique. Plus ce rapport est important, plus il est possible d'augmenter l'activation des arcs sans déformation permanente
- une rigidité faible pour dispenser des forces légères, avec une section suffisante afin de contrôler le déplacement dentaire
- une malléabilité et une résistance à la rupture suffisantes afin de plier ou de façonner le fil
- une possibilité de soudage aisée
- une résistance à la corrosion des fils satisfaisante

2.4 Caractéristiques des alliages étudiés

2.4.1 Aciers inoxydables

Ces alliages à base de fer-carbone sont utilisés en phase austénitique, stabilisée grâce à la présence de nickel (environ 8%). Du chrome (approximativement 18%) est ajouté afin d'augmenter leur limite d'élasticité et permettre une utilisation compatible avec les forces lors de la mastication. Ils peuvent être utilisés sous forme de fils monobrins ou multibrins.

- Les fils **monobrins** présentent une bonne résistance à la corrosion et une bonne malléabilité. Leur rapport charge déformation (module d'élasticité) étant élevé, ils sont idéalement employés pour réaliser une armature rigide (segment d'ancrage par exemple).
- Les fils **multibrins**, de contour rond ou rectangulaire, présentent l'avantage d'avoir un module d'élasticité plus faible que celui de fils monobrins de même section. Ces fils sont donc moins rigides.

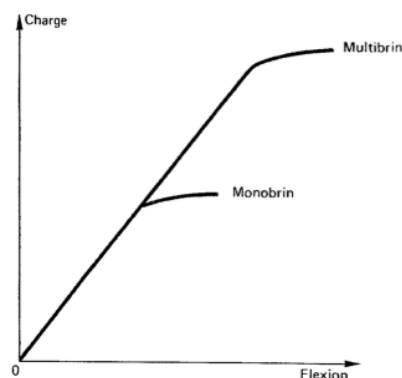


Figure 2 : Comparaison des modules d'élasticité des fils monobrins et multibrins (FILLEUL in CHATEAU 1992)

Leur module d'élasticité en traction est d'environ 200 Giga Pascal (GPa), et leur limite d'élasticité se situe aux alentours de 2 GPa (FILLEUL in CHATEAU, 1992 (8)). Ce sont des valeurs importantes : le fil délivre des forces lourdes pour une faible activation.

Le rapport limite élastique/module d'élasticité (LE/E) dénote la flexibilité du fil et la possibilité d'appliquer une activation importante sur le fil ainsi que la possibilité d'une activation maximale sans provoquer de déformation permanente (MORGON, 2001 (22)).

Ce rapport indique une flexibilité moyenne, ce qui implique la dissipation de forces importantes sur des périodes plus courtes, et donc des activations plus fréquentes car l'énergie stockée par le fil est faible.

Enfin, l'acier inoxydable présente une bonne malléabilité et une bonne résistance à la corrosion.

2.4.2 Alliages à base de nickel-titane-cuivre

Les arcs orthodontiques en alliage nickel-titane-cuivre présentent des propriétés particulières, liées à l'existence d'une transformation de phases à l'état solide: la transformation martensitique (JORDAN *et coll.*, 1997 (13)).

2.4.2.1 La transformation martensitique

2.4.2.1.1 Principes de la transformation martensitique

La transformation martensitique est un changement de phase à l'état solide qui conduit à une déformation homogène de cisaillement du réseau cristallin (JORDAN *et coll.*, 1997 (13)). Une phase correspond aux parties de l'alliage de structure cristallographique homogène, la phase étant caractérisée par la structure (AFNOR, 1991 (1)).

La transformation s'effectue sans diffusion des espèces atomiques entre des températures dites "basse" et "haute". Elle conduit à un changement structural à l'issue d'un déplacement coopératif des atomes sur de faibles distances, inférieures à la distance interatomique (JORDAN *et coll.*, 1997 (13)).

Ces alliages possèdent donc au moins deux états structuraux, l'un de haute température appelé « austénite » ou « phase mère » ou « phase austénitique », et l'autre de basse température appelé « martensite » ou « phase martensitique ». Les deux phases considérées appartiennent à deux systèmes cristallins distincts. A une échelle macroscopique, la transformation implique une déformation homogène du réseau cristallographique, s'effectuant principalement selon un mécanisme de cisaillement (JORDAN *et coll.*, 1997 (13)).

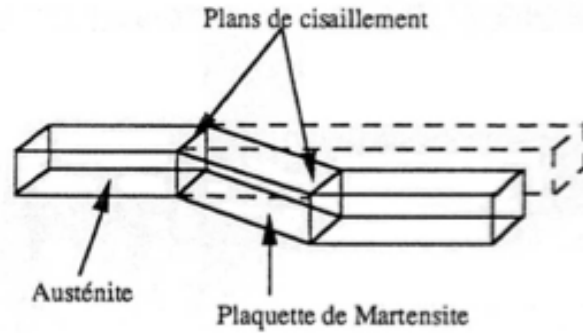


Figure 3 : Illustration de la transformation martensitique (d'après JORDAN, FILLEUL et PORTIER, 1997 (13))

Cette transformation martensitique confère aux alliages à mémoire de forme des propriétés importantes du point de vue de leurs applications : l'effet super-élastique notamment (AFNOR 1991 (1)).

2.4.2.1.2 Les températures de transformation (NF A 51-080, 1991 (1))

Le passage d'une phase à l'autre étant fonction de la température, on a pris l'habitude de définir de façon théorique quatre températures (ou points) critiques dans ce processus :

- le point **Ms** (pour « Martensite start ») qui est la température d'apparition de la martensite au cours du refroidissement d'un fil à mémoire de forme
- le point **Mf** (pour « Martensite finish ») qui est la température pour laquelle toute trace de phase austénitique a disparu, l'alliage étant devenu martensitique à 100%
- le point **As** (pour « Austenite start ») qui est la température d'apparition de l'austénite au cours du réchauffage d'un matériau martensitique
- le point **Af** (pour « Austenite finish ») qui est la température pour laquelle toute trace de phase martensitique a disparu, l'alliage étant devenu austénitique à 100%

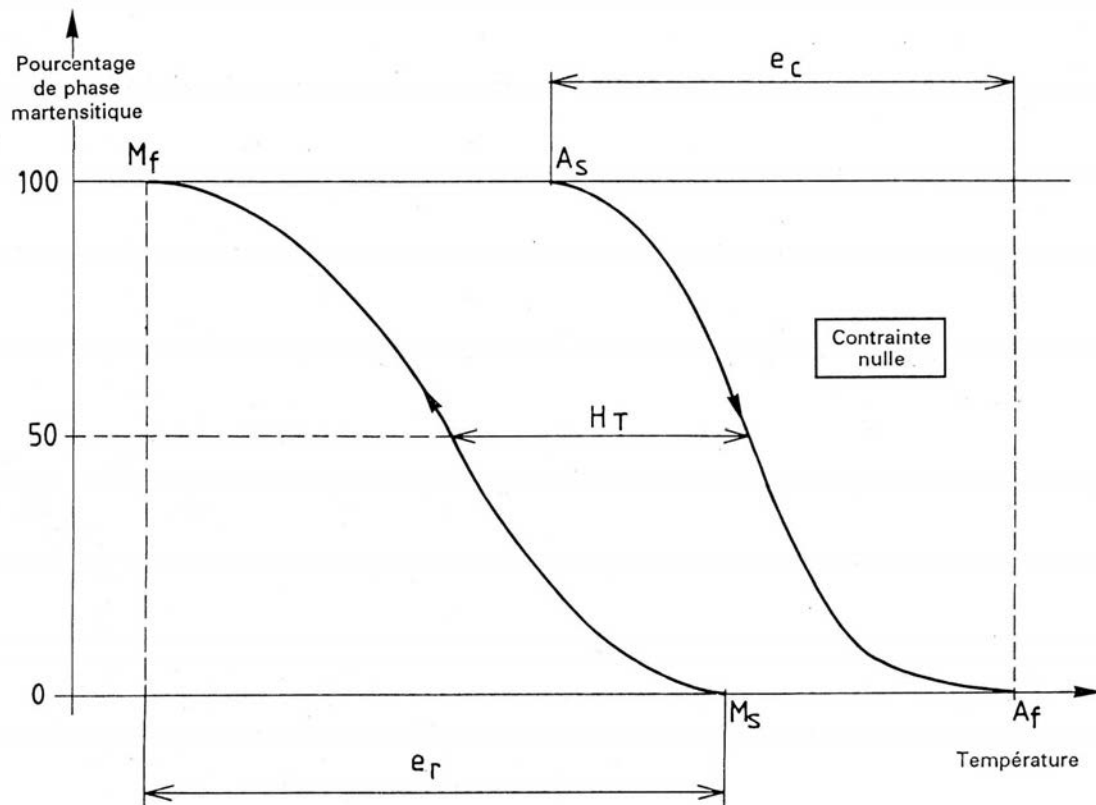


Figure 4 : Températures de transformation de type martensitique (NF A 51-080, 1991)

HT : hystérésis = largeur exprimée en kelvins (K), du cycle à mi-hauteur

$e_c = A_f - A_s$: étalement au chauffage

$e_r = M_s - M_f$: étalement au refroidissement

En cas de transition de l'austénite vers la phase-R intermédiaire, des températures Rs (R-phase start) et Rf (R-phase finish) sont définies de manière analogue lors du refroidissement :

- le point Rs est la température d'apparition de la phase-R au cours du refroidissement
- le point Rf est la température pour laquelle toute trace de phase austénitique a disparu, l'alliage étant composé de phase-R à 100%.

2.4.2.2 Propriétés

2.4.2.2.1 Caractéristiques mécaniques

Leur module d'élasticité en traction est d'environ 33 Giga Pascal (GPa), et leur limite d'élasticité se situe aux alentours de 1 GPa (FILLEUL in CHATEAU, 1992 (8)).

2.4.2.2.2 Raideur

Les alliages à base de nickel-titane-cuivre présentent une raideur plus faible que celle des aciers inoxydables, et ce tant en flexion qu'en torsion.

2.4.2.2.3 Effet caoutchoutique

Les alliages titane-nickel peuvent développer 24 formes différentes (ou variantes) équiprobables de martensite. Dans un alliage où plusieurs variantes coexistent, l'exercice d'une force réoriente les variantes et à l'arrêt de cette force, les variantes reprennent leur position initiale, Ce phénomène s'appelle l'effet caoutchoutique (FILLEUL in CHATEAU, 1992 (8)).

2.4.2.2.4 Mémoire de forme

Un alliage métallique possède une mémoire de forme si, après une déformation permanente à « basse température », il retrouve sa forme initiale par simple chauffage (NF A 51-080, 1991 (1)).

Pour que cette propriété puisse s'exprimer, il est indispensable que l'alliage soit en phase martensitique, ce qui n'est pas le cas des fils orthodontiques à température buccale (FILLEUL, 1992 (8)).

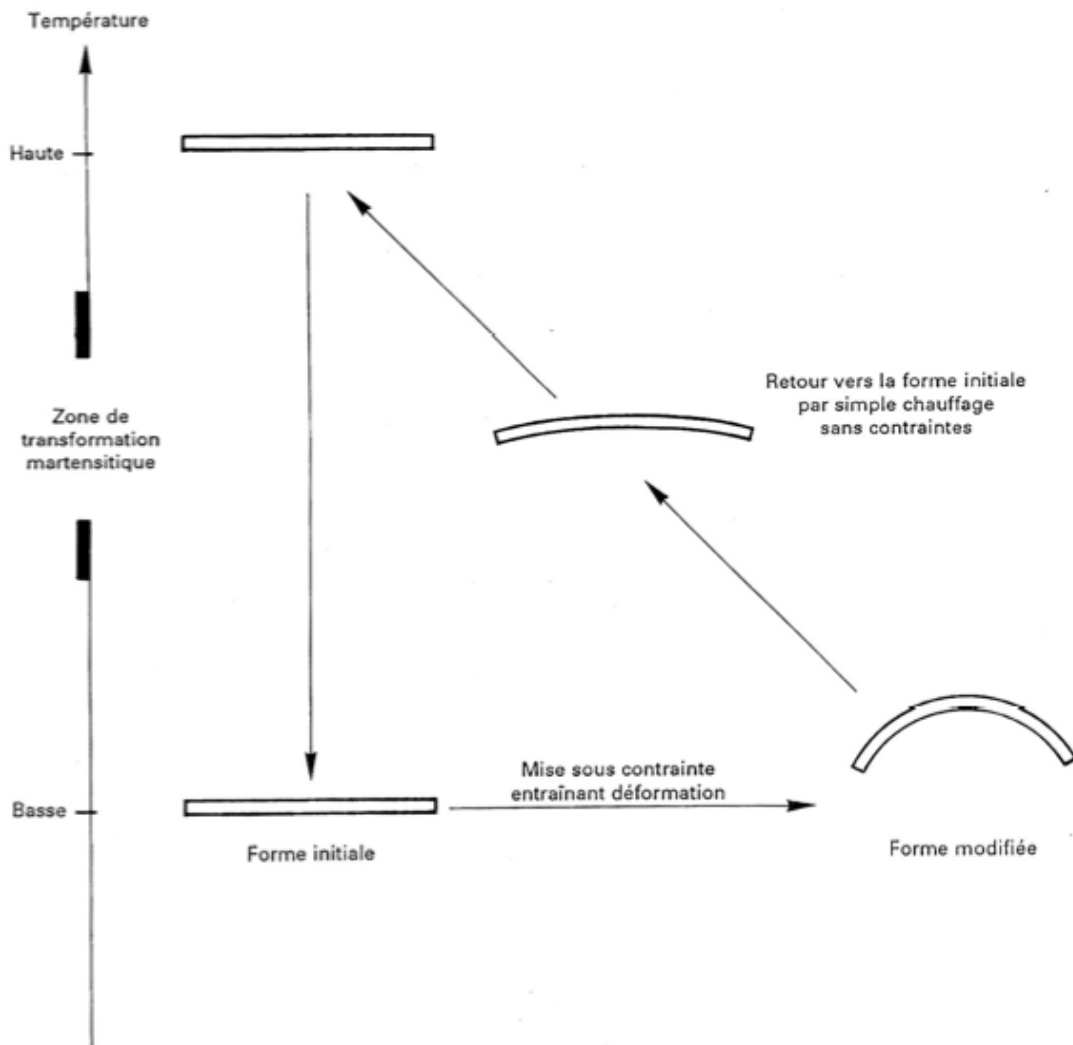


Figure 5 : Schéma illustrant la mémoire de forme (NF A 51-080, 1991)

2.4.2.2.5 Superélasticité

On considère un AMF à une température constante supérieure à sa température A_f . L'application d'une contrainte induit des variantes de martensite orientées qui provoquent une déformation importante dans le même sens que cette contrainte. Cette déformation est réversible : lors de la suppression de la contrainte, il se produit la transformation inverse en austénite. Ce comportement est appelé effet superélastique (NF A 51-080, 1991 (1)).

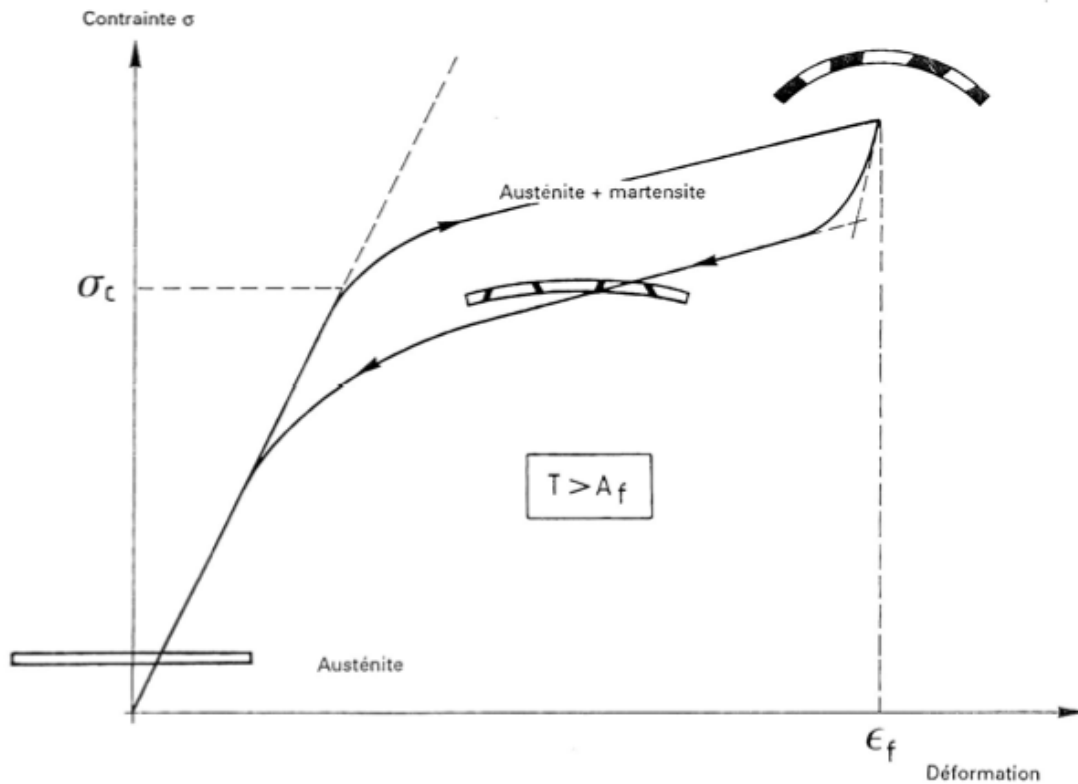


Figure 6 : Plateaux de superélasticité sur un diagramme contrainte / déformation (NF A 51-080, 1991 (1))

2.5 Le jeu arc-attache

Les fils orthodontiques ont une épaisseur toujours inférieure ou égale à la hauteur de la gorge des attaches, afin de pouvoir y être insérés.

Dès lors que l'épaisseur du fil est inférieure à la hauteur de la gorge, il existe un jeu qui entraîne une diminution de l'action du fil, soit un moindre contrôle du mouvement dentaire.

Cette diminution d'action sera retrouvée pour les mouvements verticaux (dits du « deuxième ordre »), et d'inclinaison de l'attache (mouvements du « troisième ordre ») entraînée par le torque (ou torsion sur chant) de l'arc.

On peut donc observer des jeux du deuxième et du troisième ordre.

MELING et al. (18) ont indiqué la formule permettant de calculer le jeu arc-attache en degrés (angle γ). Ces auteurs rappellent qu'elle n'est valable que pour un fil en théorie parfaitement rectangulaire de section, avec des angles droits.

$$\gamma = \text{Arcsin}\left(\frac{H}{d}\right) - \text{Arctan}\left(\frac{h}{w}\right)$$

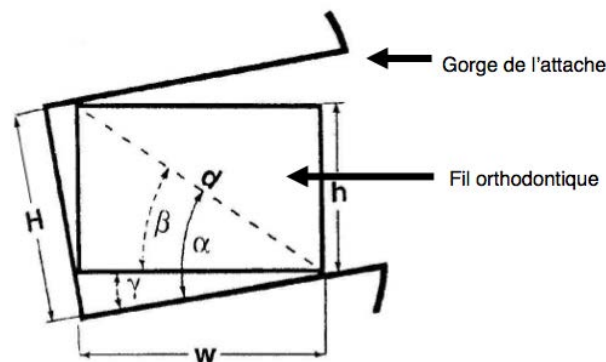


Figure 7 : Jeu de troisième ordre d'un fil orthodontique rectangulaire inséré dans une attache (MELING et al., 1993 (18))

2.6 La stérilisation

Afin de rendre stérile les dispositifs médicaux, il est nécessaire de leur faire subir plusieurs traitements réalisés dans un ordre bien précis (« chaîne de stérilisation »). Les étapes classiques de stérilisation des dispositifs médicaux sont les suivantes :

- pré désinfection : trempage dans une solution bactéricide et fongicide
- nettoyage
- rinçage
- séchage
- lubrification éventuelle pour certains dispositifs médicaux
- conditionnement : mise en sachet (un ou plusieurs dispositifs médicaux)
- stérilisation

La chaîne de stérilisation a donc pour but de détruire tous les micro-organismes, qu'ils s'agissent de virus, de bactéries ou encore d'Agents Transmissibles Non Conventionnels (ATNC) tels les prions. Ces derniers sont des agents pathogènes de nature protéique (constitué d'une protéine ayant adopté une conformation ou un repliement anormal) qui au contraire des agents infectieux conventionnels tels que les virus, les bactéries ou en encore les parasites, est exempt d'acide nucléique (ADN et ARN) comme support de l'information infectieuse (FLEURETTE & al, 1995 (10), GALTIER, 1996 (11)).

Pour la stérilisation des dispositifs médicaux utilisés en chirurgie dentaire et en stomatologie, seule l'utilisation d'un cycle de type B (stérilisation à la vapeur d'eau) est recommandée, avec une température de 134°C maintenue pendant 18 minutes (DIRECTION GENERALE DE LA SANTE 2006 (7)). Ce cycle est aussi appelé cycle « prion », puisqu'il permet de détruire les ATNC.

L'agent stérilisant est la vapeur d'eau saturée à une température supérieure à 100°C, donc sous pression. Cette vapeur doit être exempte d'impureté afin de ne pas causer de dégâts aux instruments et à l'autoclave. Il faut impérativement respecter les instructions du fabricant d'autoclave relatives à la qualité de l'eau qui alimente son appareil.

Un cycle de stérilisation, comprend l'évacuation de l'air, la montée en température, le plateau thermique (présence exclusive de vapeur d'eau saturée), la descente de température et le retour à la pression atmosphérique. Le plateau thermique correspond à la phase de stérilisation : les paramètres choisis pour tout le cycle sont en fait ceux du plateau. La stérilisation nécessite donc une température de 134°C maintenue pendant 18 minutes (selon les préconisations de la circulaire n°138 du 14 mars 2001 de la DGS relative aux précautions à observer lors de soins en vue de réduire les risques de transmission d'agents transmissibles non conventionnels).

Les arcs orthodontiques étant considérés comme étant des dispositifs médicaux semi-critiques, la DGS recommande leur stérilisation (2006) (7).

3 Matériel et méthodes

3.1 Matériel

- Trois paquets de 10 arcs orthodontiques préformés D-RECT® de la firme Ormco™, Glendora - CA, USA en alliage nickel-chrome, de section rectangulaire 0.017 x 0.025 pouces (0.432 x 0.635 mm), et de forme « Arch Blank Upper ». Chaque arc appartient au lot n° « 081144441, part N°. 201-0002 ».



Figure 8 : Photo des trois paquets de D-Rect® testés

- Trois paquets de 10 arcs orthodontiques préformés COOPER NI-TI® Thermo Active At 35°C de la firme Ormco™, Glendora - CA, USA en alliage nickel-titane-cuivre, de section rectangulaire 0.017 x 0.025 pouces (0.432 x 0.635 mm), et de forme « Upper Large ». Chaque arc appartient au lot n° « 061158143, part N°. 210-0933 ».



Figure 9 : Photo des trois paquets de CuNiTi 35°C testés

- Trois paquets de 10 arcs orthodontiques préformés DAMON™ OPTIMAL-FORCE COPPER NI-TI® with stops, de la firme Ormco™, Glendora - CA, USA en alliage nickel-titane-cuivre, de section rectangulaire 0.018 x 0.025 pouces (0,432 x 0,635 mm). 20 arcs appartiennent au lot n° 11K271, part N°. 210-1907, 10 arcs appartiennent au lot n° « 11K278, part N°. 210-1907 ».



Figure 10 : Photo des trois paquets de Damon™ testés

3.2 Méthodes

3.2.1 Tirage au sort

Les sachets sont tirés au sort et sur chaque pochette est noté un numéro d'ordre.

3.2.2 Numérotation des fils

3.2.2.1 Principes

Afin de comparer les résultats des fils d'un même alliage mais issus de pochettes différentes, et ceux d'alliages différents entre eux, il est nécessaire de numérotéer chaque arc.

3.2.2.2 Méthode expérimentale

Il est attribué un chiffre romain à chaque type d'alliage :

- D-RECT® : I
- COOPER NI-TI® 35°C : II
- DAMON™ OPTIMAL-FORCE COPPER NI-TI® : III

Puis chaque pochette a été numérotée afin de pouvoir les distinguer :

- Les 3 pochettes de fil D-RECT® ont été numérotées de 1 à 3
- Les 3 pochettes de fil COOPER NI-TI® 35°C ont été numérotées de 4 à 6
- Les 3 pochettes de fil DAMON™ ont été numérotées de 7 à 9

Dans chaque pochette, chacun des 10 sachets (contenant chacun 1 arc) est pris au hasard, puis est numéroté de la façon suivante :

Chiffre romain (type d'alliage) - Numéro de pochette - Numéro de sachet

La numérotation est ainsi la suivante :

D-RECT® : I - 1 - 1 à 10
 I - 2 - 11 à 20
 I - 3 - 21 à 30

COOPER NI-TI® 35°C : II - 4 - 31 à 40
 II - 5 - 41 à 50
 II - 6 - 51 à 60

DAMON™ : III - 7 - 61 à 70

III - 8 - 71 à 80

III - 9 - 81 à 90

La numérotation est reportée sur chaque arc, en réalisant des encoches peu profondes à l'aide d'une fraise diamantée, au niveau de ses extrémités postérieures droite et gauche, en respectant la codification suivante :

- les encoches sont faites perpendiculairement au fil, sur sa largeur (portion horizontale du fil, de 0.025 inches)
- l'arc est visualisé « verticalement » (arrondi antérieur vers le haut, les deux extrémités latérales vers le bas)
- les chiffres réalisés du côté gauche de l'arc correspondent aux dizaines
- ceux du côté droit aux unités

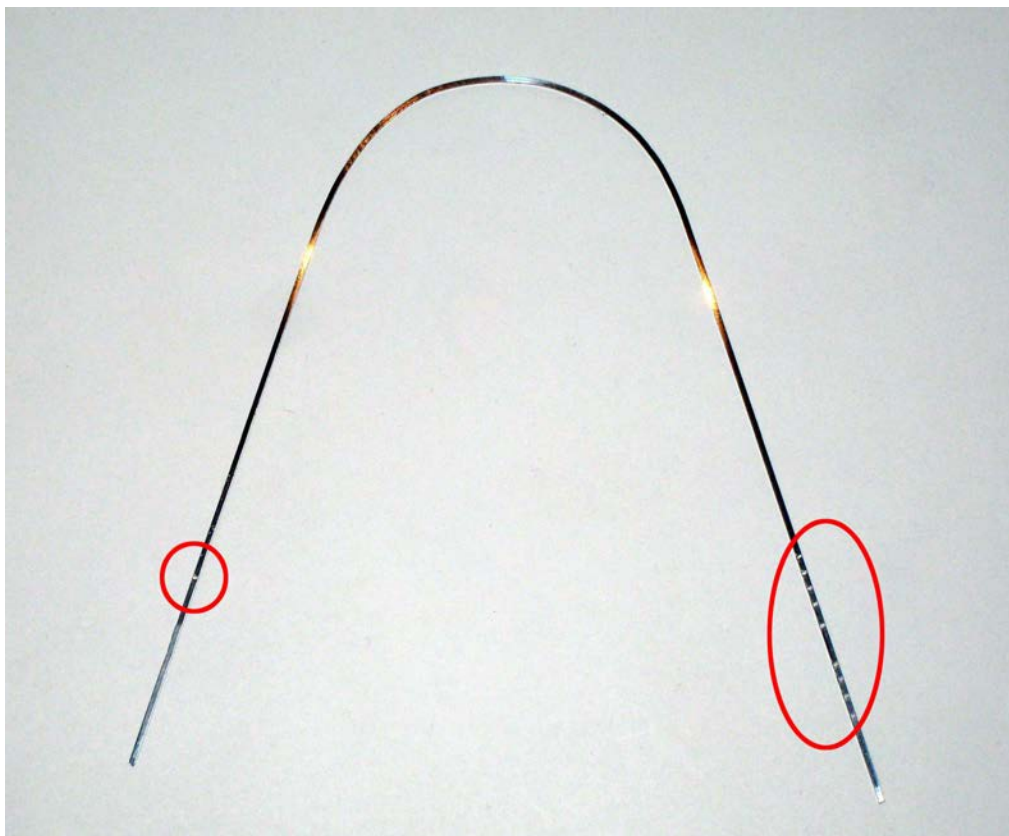


Figure 11 : Exemple de numérotation, fil II-1-9

3.2.3 Caractérisation des dimensions des sections des fils

3.2.3.1 Principes

La section des arcs ayant une incidence sur leurs propriétés mécaniques, celle-ci est contrôlée pour chaque arc avant de procéder aux tests de torsion.

3.2.3.2 Méthode expérimentale

L'ordre de passage des fils est celui déterminé lors du tirage au sort effectué initialement.

L'épaisseur et la largeur de chaque fil sont déterminées à température ambiante à l'aide d'un pied à coulisse électronique (modèle 500-161-20, Mitutoyo Corporation, Japon) dont la résolution est de 10 μm .



Figure 12 : Photo du pied à coulisse électronique Mitutoyo 500-161-20

Trois points de mesure sont sélectionnés sur chaque fil préformé :

- 1 point sagittal médian
- 2 points pour chaque secteur latéral

Trois mesures d'épaisseur et trois mesures de largeur sont ainsi effectuées pour chacun des 90 échantillons. La campagne de mesure comporte ainsi un total de 540 saisies.

Le pied à coulisse électronique est couplé à un logiciel spécifique de saisie des mesures de hauteur et d'épaisseur (MOHR, 2004 (20)).

3.2.4 Analyse de composition du fil DAMON™

La composition du fil CuNiTi 35°C a été étudiée par microanalyse X dans une précédente étude (BOLENDER 2008 (3)). Ce même procédé est utilisé pour déterminer la composition du fil Damon™.

L'appareil utilisé est un microscope électronique à balayage SEM SU1510, produit par HITACHI. Celui-ci est équipé d'un détecteur EDS (Energy Dispersive Spectrometry, ou spectrométrie à dispersion d'énergie) permettant de réaliser une analyse de la composition de surface des échantillons observés.



Figure 13 : Intérieur du MEB (vue de la platine circulaire où sont déposés les échantillons à gauche, et émetteur à droite)

L'utilisation du MEB lors de l'analyse de composition a permis également d'observer la surface du fil Damon™, et de la comparer à celle du fil CuNiTi 35°C étudiée par BOLENDER (2008)(3).

3.2.5 Analyse des températures de transformation des fils Damon™ et CuNiTi 35°C

Les températures de transformation du fil DAMON™ OPTIMAL-FORCE COPPER NI-TI® ne sont pas indiquées par le fabricant. Celles du CuNiTi 35°C peuvent être vérifiées. Elles sont ici déterminées à l'aide de la calorimétrie différentielle à balayage (DSC en anglais, ou Differential Scanning Calorimetry). Ce procédé permet de mesurer, sous atmosphère inerte (azote ou argon), les différences des échanges de chaleur entre l'échantillon à analyser et une référence.

L'appareil utilisé est un calorimètre μ DSC7 evo, de SETARAM Instrumentation. La température est régulée par circuit d'eau, l'étude est faite sous flux d'azote. Le calorimètre a été préalablement étalonné avec un standard d'indium.

L'échantillon testé est un segment de moins d'1cm de longueur, coupé en distal du fil numéroté « III-9-84 ». Son poids est de 0,014 g.



Figure 14 : Circuit d'eau servant à la régulation de la température à gauche, ordinateur analysant les données, et μ DSC7 evo (SETARAM) à droite

L'échantillon est soumis aux cycles thermiques suivants :

- départ à 20°C, stabilisation pendant 5 minutes
- descente de 20°C à -40°C puis palier de 1 minute à -40°C
- remontée de -40°C à 100°C puis palier de 1 minute à 100°C
- descente de 100 à -20°C
- remontée de -20°C à 20°C

La vitesse de chauffe ou de refroidissement a été fixée à + ou - 2°C/min.

Les différentes transformations sont visualisées sous forme de pics sur les spectres. Dans le cas des NiTi, les transformations sont exothermiques au refroidissement et endothermiques au chauffage.

3.2.6 Stérilisation des arcs

La stérilisation des arcs est réalisée au sein du CHU de Nancy, selon le protocole suivi habituellement pour tous les dispositifs médicaux réutilisables, selon les normes en vigueur.



Figure 15 : Arcs dans leurs pochettes, disposés dans une caissette avant stérilisation à l'autoclave

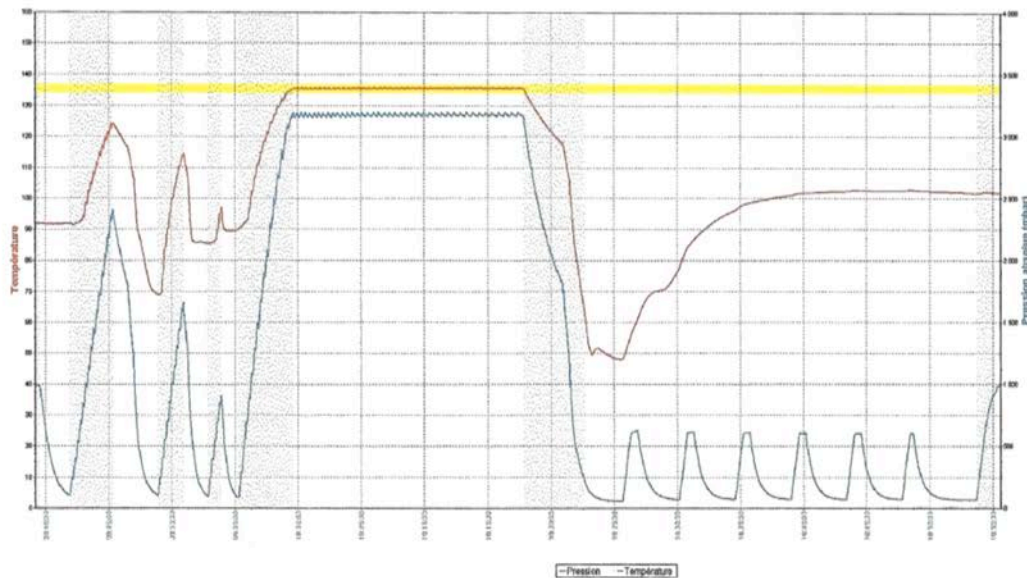


Figure 16 : Insertion des caissettes dans l'autoclave (ECOSTAR, SCHAEFERMAYFIELD FRANCE GROUPE MMM)



Figure 17 : Sortie des caissettes après stérilisation, de l'autre côté du stérilisateur à deux portes

Stérilisateur:	ECOSTAR 3	Opérateur:	
Date:	06/05/2013	Dernier Test B&D:	n°13075 06/05/2013 06:34:14
Programme:	Instruments emballés	Dernier Test Vide:	n°13074 06/05/2013 06:09:58
Cycle n°:	13077		
Durée:	01:16:23		



Pré-traitements	Plateau			Séchage
- 09:39:12 Début de process (START) Fin Phase : 983 mbar - 09:39:34 Prévide fractionné Fin Phase : 103 mbar - 09:41:54 Injection de vapeur Fin Phase : 2394 mbar - 09:45:23 Prévide fractionné Fin Phase : 103 mbar - 09:48:54 Injection de vapeur Fin Phase : 1652 mbar - 09:50:58 Prévide fractionné Fin Phase : 94 mbar - 09:52:51 Injection de vapeur Fin Phase : 904 mbar - 09:53:57 Prévide fractionné Fin Phase : 89 mbar - 09:55:17 Chauffage Fin Phase : 3190 mbar	Début	Fin	Durée	- 10:17:52 Détente Fin Phase : 216 mbar - 10:22:42 Séchage Fin Phase : 64 mbar - 10:53:42 Aération de la chambre Fin Phase : 909 mbar - 10:55:03 Programme solides, rétraction des joints de porte Fin Phase : 978 mbar - 10:55:35 Fin du programme solides Fin Phase : 983 mbar
	09:59:37	10:17:52	00:18:15	
		Pressio	Temp.	
	Début	3195	135,50	
	Fin	3166	135,40	
	Mini	3156	135,30	
	Maxi	3200	135,70	
	Moy.	3175	135,52	
	Fo	547		
	Variation Press.	44 mbar		
Variation Temp.	0,40 °C			
Diff. Regnault	0,04 °C			

Fin du programme solides

Validée par:

Figure 18 : Rapport de stérilisation des fils testés

3.2.7 Analyse en torsion

Les fils sont testés en torsion. Leur l'ordre de passage est celui déterminé lors du tirage au sort effectué initialement.

Un banc d'essai original (FILLEUL, 1989) est utilisé pour réaliser les tests en torsion dans des conditions les plus proches possibles de celles cliniques.



Figure 19 : Photo du banc d'essai en torsion du Pr FILLEUL

Des attaches $0,046 \times 0,064$ mm ($0,018 \times 0,025$ pouces), ni pré-angulées ni pré-torquées, ont été collées sur un simulateur ayant une forme d'arcade dentaire supérieure.

L'arc testé a été solidarisé dans les attaches par des ligatures élastomériques. La torsion a été transmise à l'arc grâce à une attache $0,046 \times 0,064$ mm ($0,018 \times 0,025$ pouces) située à l'extrémité d'un levier correspondant à l'emplacement de l'attache de l'incisive centrale supérieure droite.

Cette attache est fixée sur un levier qui présente une configuration telle que son centre de résistance ne varie pas lorsqu'il tourne autour d'un axe matérialisé par l'arc dentaire.

L'autre extrémité du levier vient s'adapter sur un crochet. Un feuillard en acier relie ce crochet à une nacelle en passant par une poulie. Une platine solidarise le support de poulie et le bac contenant le simulateur d'arcade dentaire.

La poulie a un rayon de 70 mm, identique au rayon de la trajectoire du crochet.

Le nombre de degrés de torsion de l'arc dentaire a été mesuré par le nombre de degrés de rotation de la poulie graduée. La lecture de la mesure a été réalisée avec une précision d'un demi-degré.

Le moment M imposé à l'arc lors du dépôt de poids de 1 gramme dans la nacelle a été déterminé par calcul.

En effet le moment M d'une force F par rapport à un axe orthogonal à la direction de cette force est égal au produit de la distance d de l'axe à la ligne d'action de la force par l'intensité de la force, $M = F \times d$. Chaque arc orthodontique a ainsi été soumis dans l'expérimentation à des moments de torsion variant de 0 à 1540 g.mm.

Un agitateur chauffeur thermostatique a permis de maintenir l'eau du bac à une température constante de 35°C, considérée comme étant celle intra-buccale de référence, légèrement inférieure à la température corporelle. Les tests en torsion sont ainsi réalisés dans des conditions aussi proches que possible de celles cliniques.

4 Résultats

4.1 Caractérisation de la dimension de la section des fils

4.1.1 Epaisseurs

Les mesures d'épaisseurs antérieures et latérales ont été reportées dans des graphiques pour chaque type de fil.

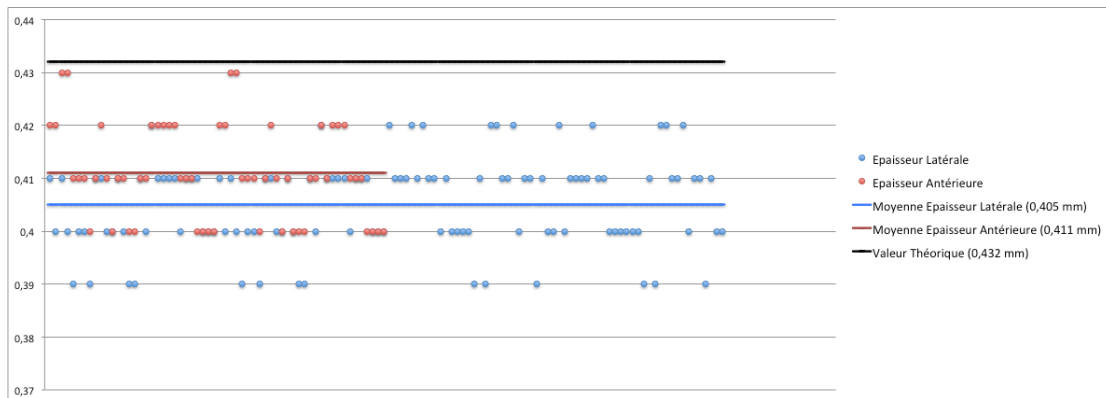


Figure 20 : Epaisseur moyenne D-Rect® (antérieure + latérale) = 0,407 mm

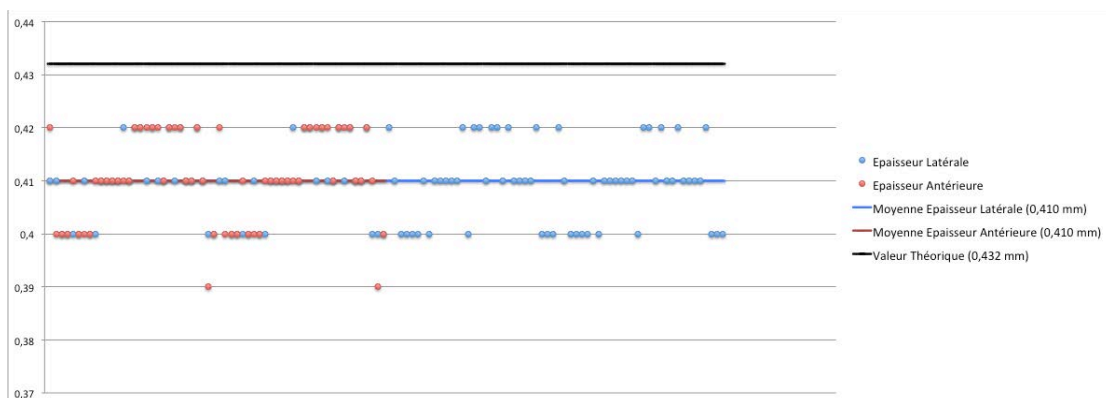


Figure 21 : Epaisseur moyenne CuNiTi 35°C (antérieure + latérale) = 0,410 mm

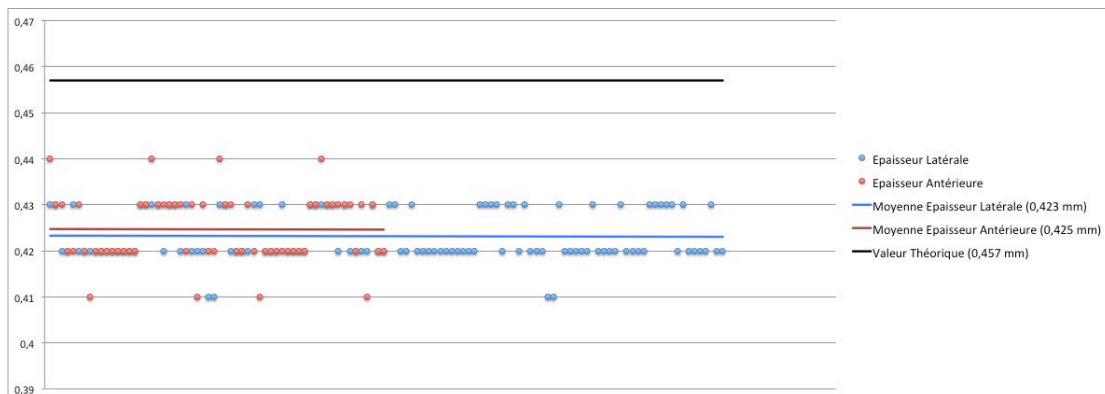


Figure 22 : Epaisseur moyenne Damon™ (antérieure + latérale) = 0,424 mm

Il est remarquable de constater que **tous les arcs sont sous-dimensionnés en épaisseur** par rapport aux valeurs annoncées par le fabricant.

Les moyennes des épaisseurs antérieures et latérales diffèrent pour le **D-Rect®** (0,411 mm et 0,405 mm). Le logiciel SigmaPlot® for Windows version 11.0 (Systat Software Inc. 2008) a été utilisé afin de comparer cette différence. Celle-ci est suffisamment importante pour être statistiquement **significative** (test de Mann-Whitney, $p = 0,009$).

Egalement, une légère différence entre les moyennes des épaisseurs antérieures et latérales est observée pour le Damon™ (0,425 mm et 0,423 mm). Cet écart n'est cependant pas significatif (test de Mann-Whitney, $p = 0,384$).

Les épaisseurs moyennes (antérieures et latérales confondues) ont été calculées pour chaque fil. Elles ont ensuite été comparées entre elles, ainsi que par rapport aux valeurs théoriques données par le fabricant. Cette comparaison est illustrée par le graphique suivant :

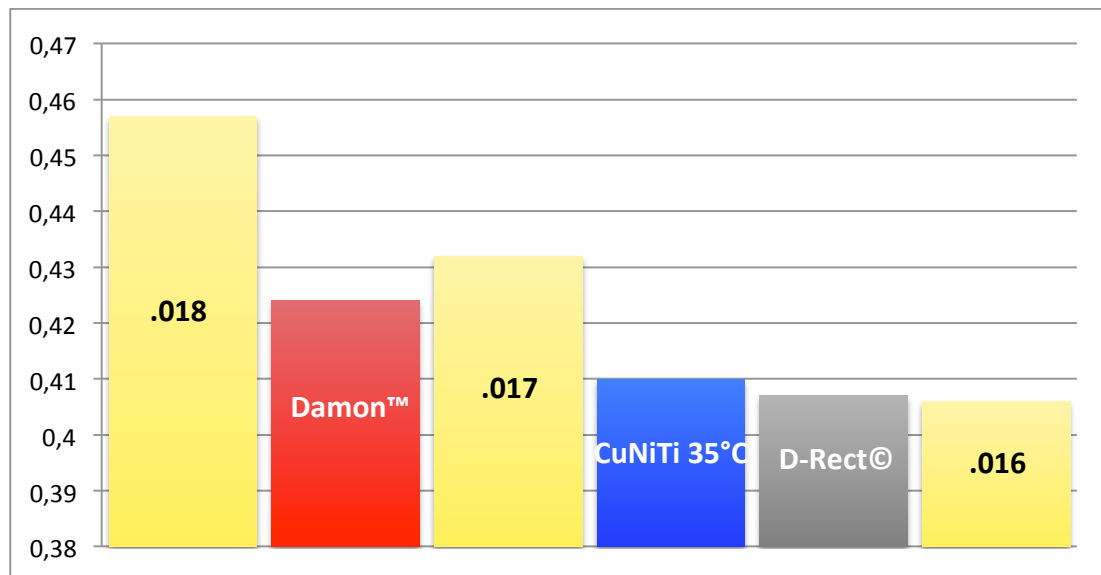


Figure 23 : Comparaison des Epaisseurs Moyennes (mm)

Le graphique montre clairement que le **Damon™**, annoncé comme ayant une épaisseur de **.018 inches**, a une épaisseur réelle moyenne inférieure à **.017 inches**.

Les écarts d'épaisseur entre les moyennes réelles des échantillons et les valeurs théoriques sont les suivantes :

- D-Rect® : 0,025 mm, soit un sous dimensionnement de 5,79 % par rapport à sa valeur théorique de .017 inches (soit 0,432 mm)
- CuNiTi 35°C : 0,022 mm, soit un sous dimensionnement de 5,09 % par rapport à sa valeur théorique de .017 inches (soit 0,432 mm)
- Damon™ : 0,033 mm, soit un sous dimensionnement de 7,22 % par rapport à sa valeur théorique de .018 inches (soit 0,457 mm)

4.1.2 Largeurs

De la même manière, les mesures de largeur antérieures et latérales ont été reportées dans des graphiques pour chaque type de fil.

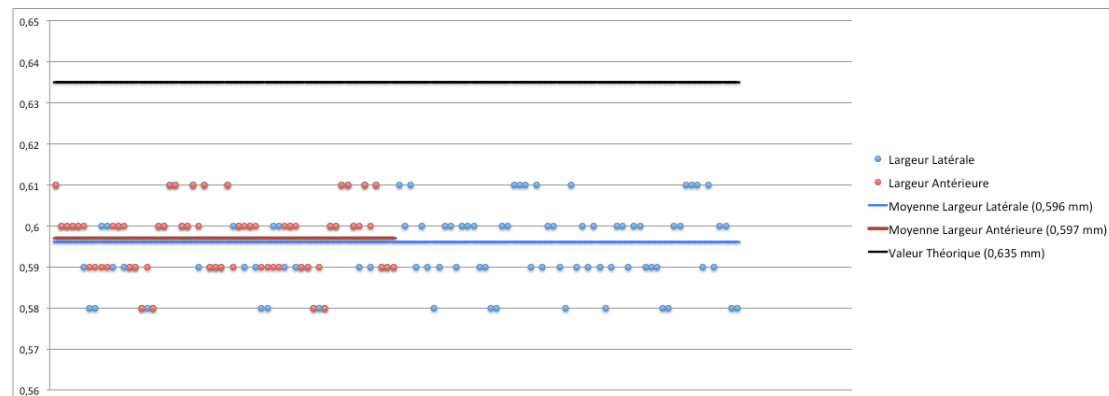


Figure 24 : Largeur moyenne D-Rect® (antérieure + latérale) = 0,596 mm

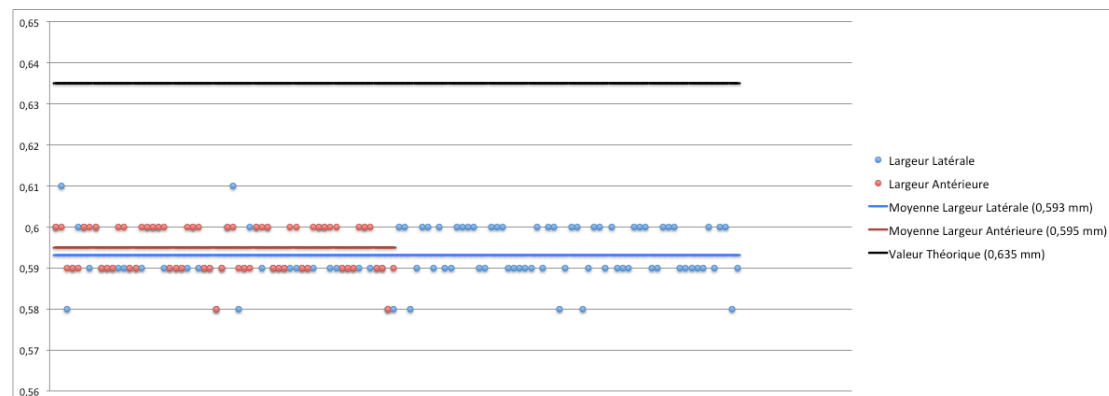


Figure 25 : Largeur moyenne CuNiTi 35°C (antérieure + latérale) = 0,594 mm

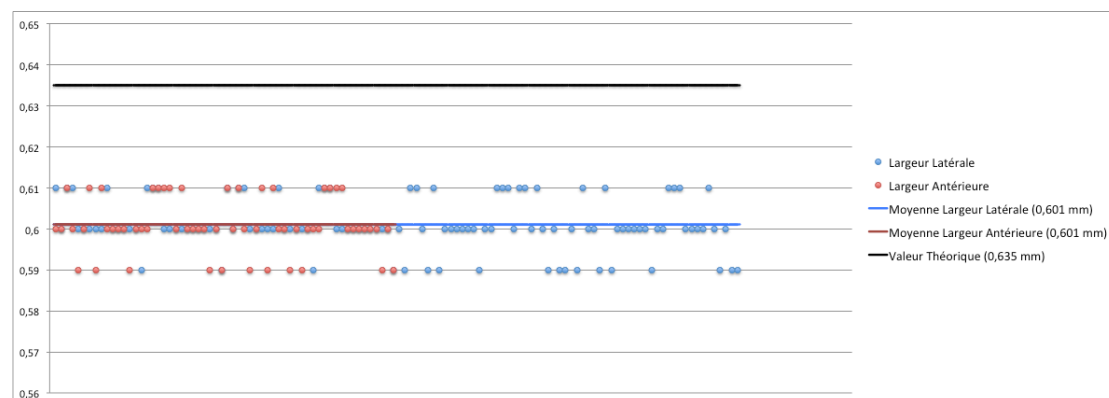


Figure 26 : Largeur moyenne Damon™ (antérieure + latérale) = 0,601 mm

Ces résultats indiquent là aussi que **tous les arcs sont sous-dimensionnés en largeur** par rapport aux valeurs annoncées par le fabricant.

Une légère différence entre les moyennes des largeurs antérieure et latérale est observée pour le CuNiTi 35°C (0,595 mm et 0,593 mm). Cette différence n'est cependant pas statistiquement significative (test de Mann-Whitney, $p = 0,366$).

Les largeurs moyennes (antérieures et latérales confondues) ont également été calculées pour chaque fil. Elles ont aussi été comparées entre elles, ainsi que par rapport aux valeurs théoriques données par le fabricant.

Les écarts de largeur entre les moyennes réelles des échantillons et les valeurs théoriques sont les suivantes :

- D-Rect® : 0,039 mm, soit un sous dimensionnement de 6,14 %
- CuNiTi 35°C : 0,041 mm, soit un sous dimensionnement de 6,46 %
- Damon™ : 0,034 mm, soit un sous dimensionnement de 5,35 %

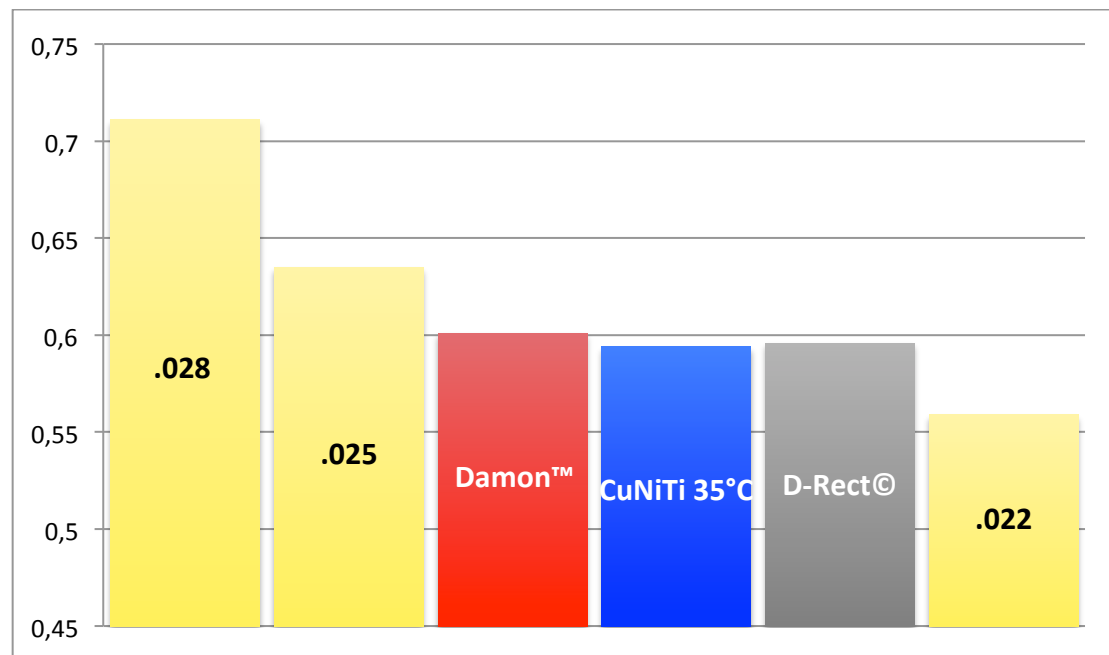


Figure 27 : Comparaison des Largeurs Moyennes (mm)

4.1.3 Conclusions sur la caractérisation de la dimension de la section des fils

- tous les fils testés sont **sous dimensionnés** par rapport à leurs valeurs théoriques, tant en épaisseur qu'en largeur
- le **Damon™** s'illustre par son **épaisseur**, particulièrement **faible** par rapport à celle théorique
- le sous dimensionnement des fils entraîne une augmentation notable du **jeu arc-attache**

Afin d'illustrer ce phénomène, le jeu arc-attache des différents fils testés dans une attache dont la gorge fait .022 x .028 inches de dimensions a été calculé mathématiquement, et comparé à celui théorique :

- jeu d'un fil .017 x .025 = 11,93°
- jeu d'un fil D-Rect® = 15,52° (soit 30,1 % de jeu en plus)
- jeu d'un fil CuNiTi 35°C = 15,27° (soit 28 % de jeu en plus)

- jeu d'un fil .018 x .025 = 9,54°
- jeu d'un fil Damon™ = 13,58° (soit 42,3 % de jeu en plus)

Il doit être précisé que ces valeurs angulaires peuvent être positives ou négatives, et qu'il faut donc les doubler pour obtenir le jeu total. Autrement dit, un fil placé « horizontalement » dans une attache peut avoir du jeu en torsion aussi bien dans le sens horaire que dans le sens trigonométrique. Ce jeu peut donc avoir des répercussions considérables sur la précision du contrôle du mouvement dentaire.

4.2 Analyse de composition du fil Damon™

L'observation microscopique de l'échantillon, à différents grossissements (x150, x500 et x1000), a permis de révéler un état de surface homogène. Il présente des rayures larges de quelques microns, et des pores dont les diamètres moyens font également quelques microns.

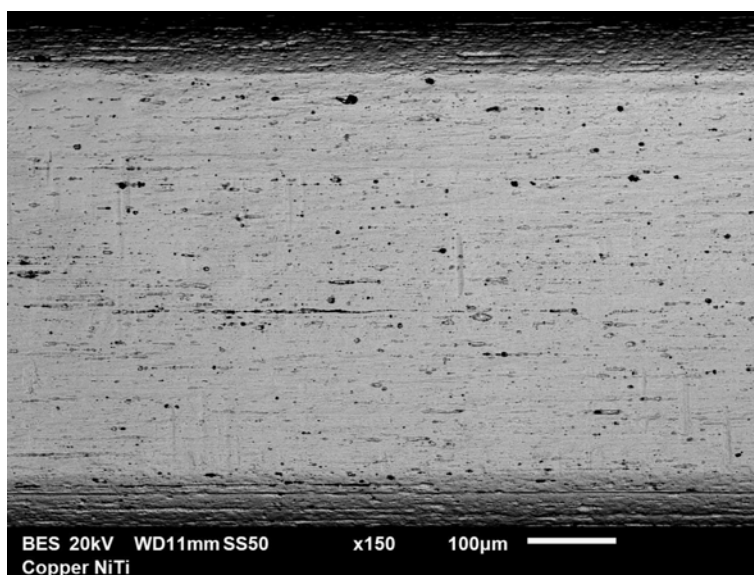


Figure 28 : Surface du fil Damon™ observée au MEB à un grossissement de 150x, électrons rétrodiffusés

La microanalyse X a confirmé la présence de nickel, de titane et de cuivre dans la matrice du fil Damon™. Les pics obtenus concordent avec ceux obtenus par BOLENDER (2008) (3) pour le fil CuNiTi 35°C. Ce dernier présente cependant une faible quantité de chrome, élément non décelé dans l'analyse du fil Damon™.



Figure 29 : Détermination de la composition de surface du fil Damon™ observé au MEB (grossissement x1000) - spectre EDS en bas à gauche, composition en bas à droite

Les proportions des différents éléments retrouvés dans les fils Damon™ et CuNiTi 35°C (BOLENDER 2008) (3) sont indiquées dans le tableau suivant.

	Ti (%)	Ni (%)	Cu (%)	Cr (%)
Damon™	50	45	5	-
CuNiTi 35°C (BOLENDER 2008)	51	44	4,8	0,2

Figure 30 : Proportions des différents éléments constituant le Damon™ et le CuNiTi 35°C

4.3 Analyse des températures de transformation des fils Damon™ et CuNiTi 35°C

Les transformations entre les états martensitique et austénitique sont visibles sur les courbes de DSC. En effet, des pics endothermiques au chauffage et exothermiques au refroidissement traduisent ces phénomènes de changement d'état.

Les fils testés présentent un pic au refroidissement et un pic au chauffage. Ceci montre qu'ils passent directement de l'état martensitique à l'état austénitique au chauffage, et inversement au refroidissement. Les mêmes observations avaient été rapportées par KANTER (2013) (14) pour le CuNiTi 35°C.

Pour le **Damon™**, les pics sont observés à -0,12°C lors du refroidissement, et à 19,3°C lors du chauffage. La valeur d'**Af** a été **déterminée à 25°C** au chauffage. Ce fil est donc sous forme **austénitique à température buccale**, hormis en cas de diminution de celle-ci (elle peut tomber à 5°C en cas d'ingestion de glace selon MOORE, 1999 (21)).

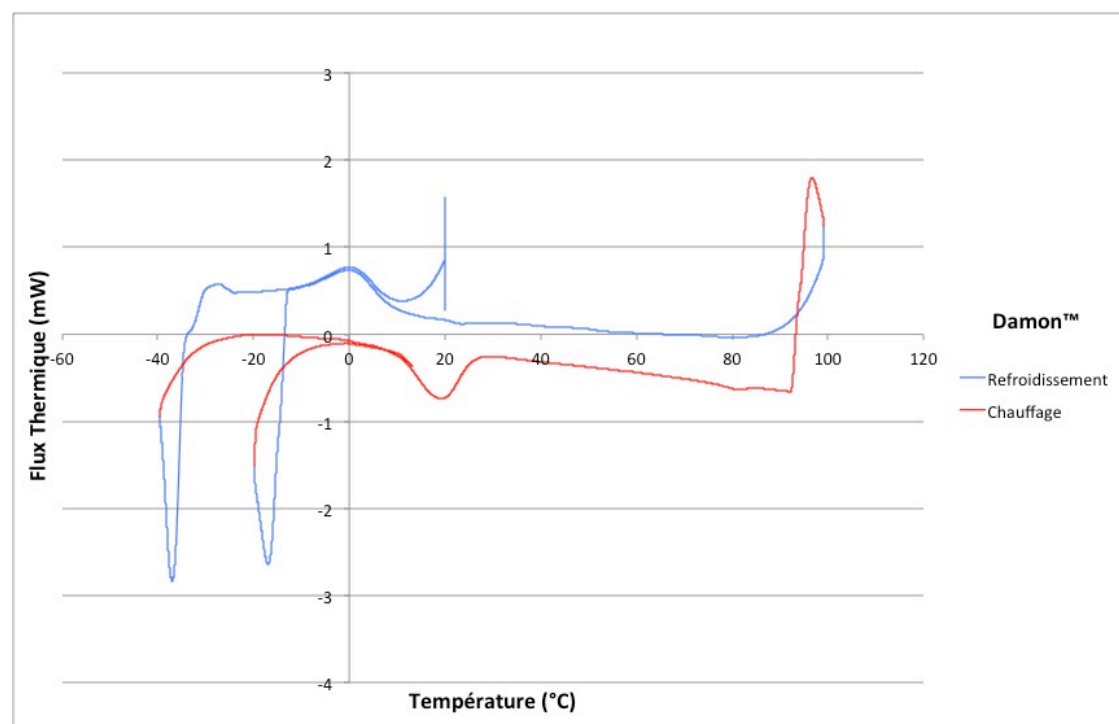


Figure 31 : Courbe de DSC au chauffage et au refroidissement du fil Damon™

Pour le **CuNiTi 35°C**, les pics sont observés à +2,55°C lors du refroidissement, et à 20,93°C lors du chauffage. La valeur d'**Af** a été **déterminée à 31,5°C** au chauffage.

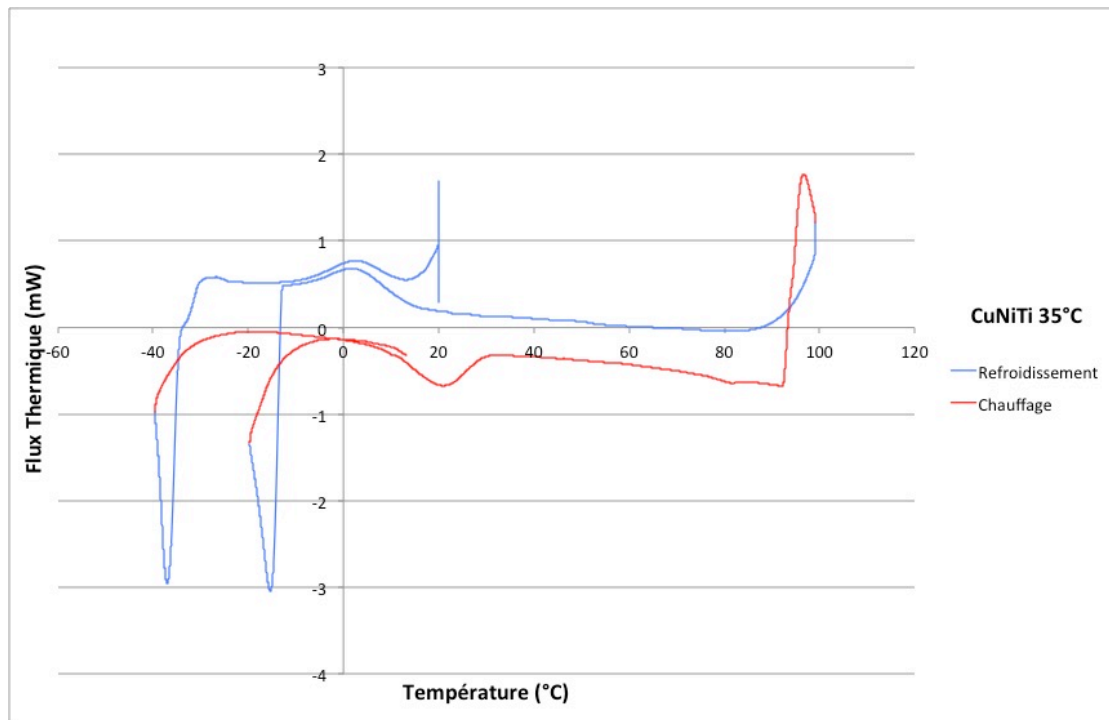


Figure 32 : Courbe de DSC au chauffage et au refroidissement du fil CuNiTi 35°C

4.4 Analyse en torsion

Pour chaque type de fil, une représentation graphique permet de comparer les résultats obtenus avec les arcs stérilisés et ceux qui ne l'ont pas été.

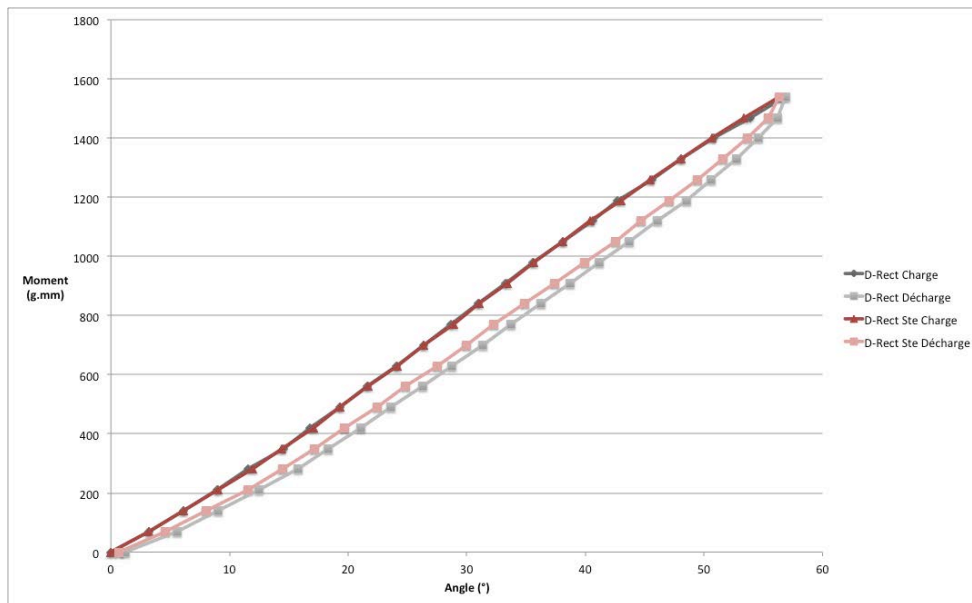


Figure 33 : Tests en Torsion à 35°C du D-Rect® Non Stérilisé et Stérilisé

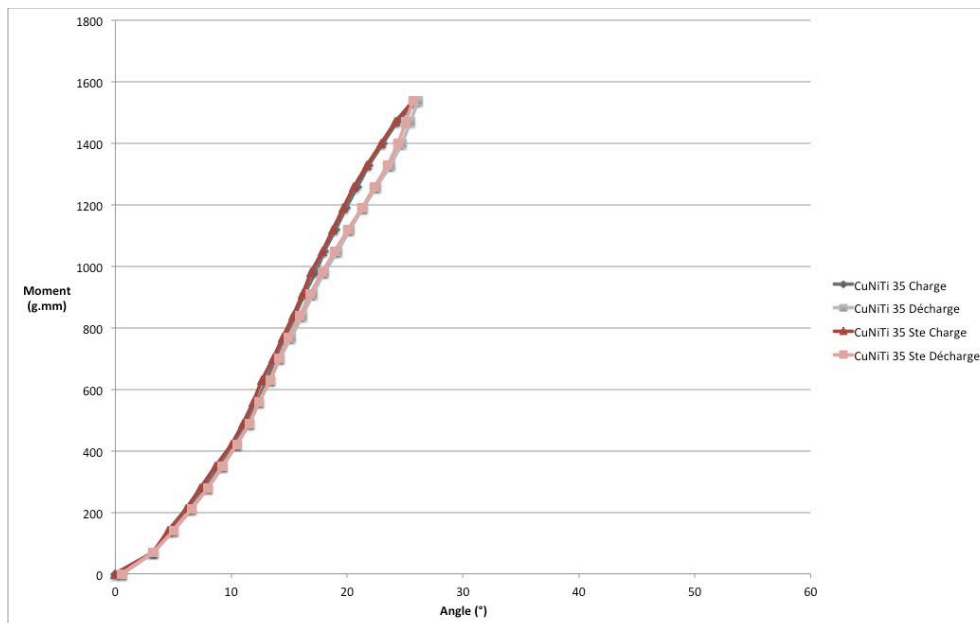


Figure 34 : Tests en Torsion à 35°C du CuNiTi 35°C Non Stérilisé et Stérilisé

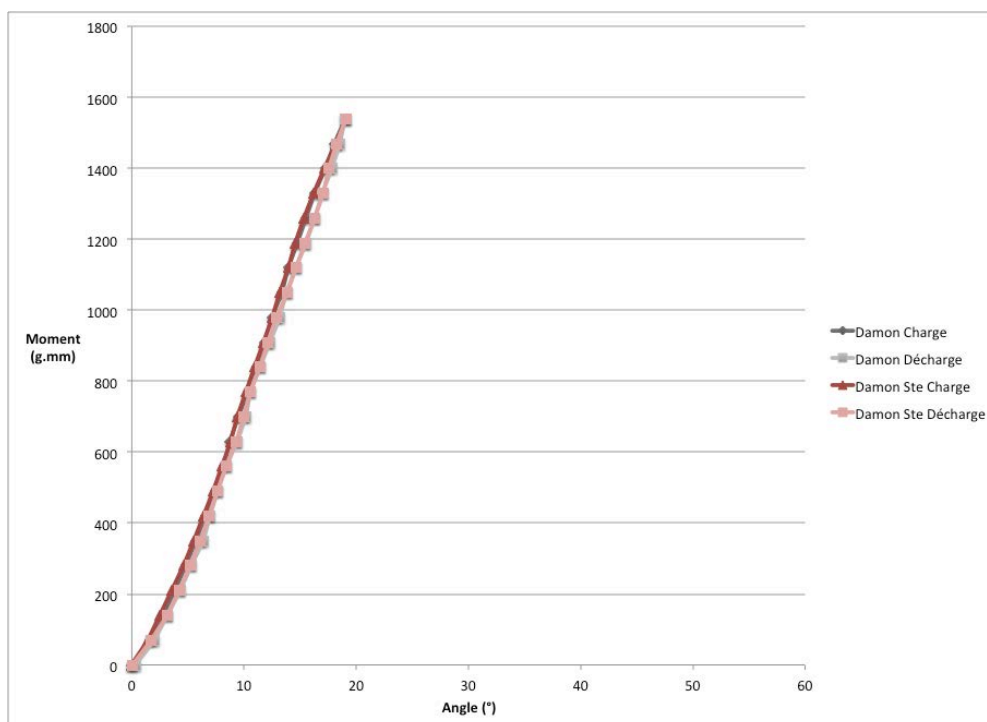


Figure 35 : Tests en Torsion à 35°C du Damon™ Non Stérilisé et Stérilisé

En orthodontie, les arcs sont justement utilisés à la **décharge**. Le graphique suivant permet de comparer les courbes plus précisément dans ces conditions pour les trois types de fils, stérilisés et non stérilisés :

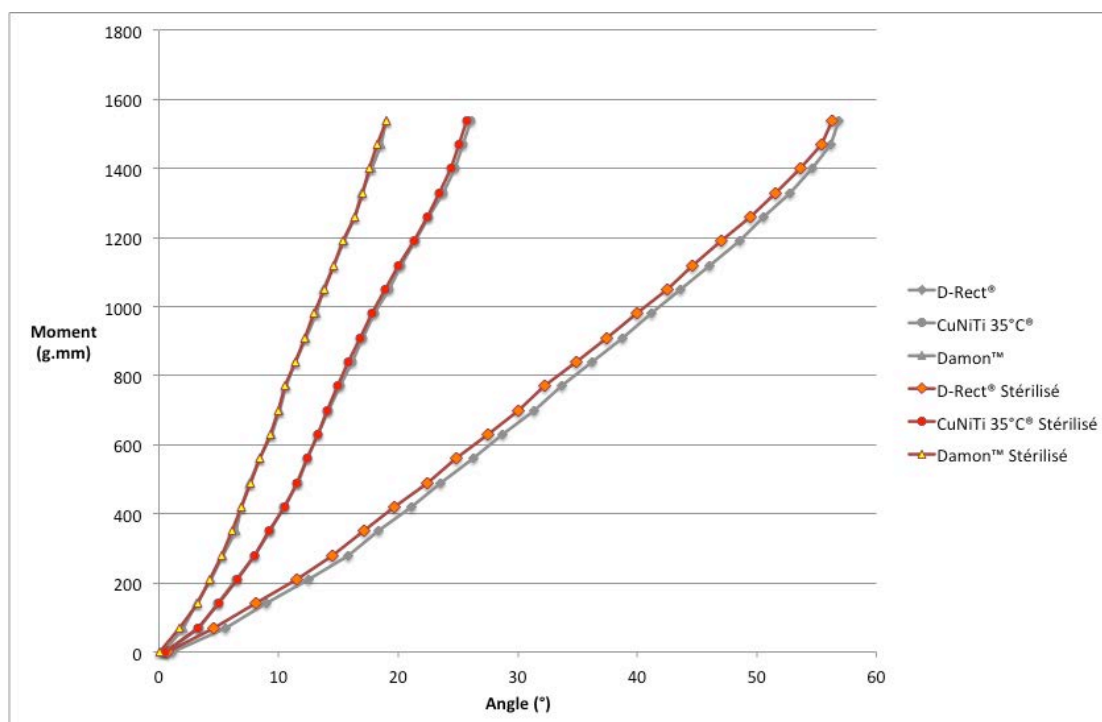


Figure 36 : Comparaison en Décharge à 35°C

L'observation de ce graphique indique clairement que la stérilisation ne modifie pas les propriétés mécaniques des CuNiTi 35°C et Damon™ en torsion.

Seul le D-Rect® semble subir une modification de ses propriétés mécaniques suite à la stérilisation, bien que la perte de souplesse constatée soit très faible, et n'apparaît qu'à la décharge. Cet écart a été étudié statistiquement à un endroit de la courbe où la différence est la plus grande, soit 770 g.mm. Le test T de Student conclut qu'il n'y a pas de différence statistiquement significative de souplesse à la décharge entre le D-Rect® stérilisé et non stérilisé ($p = 0,153$).

Ainsi, **la stérilisation ne modifie pas les propriétés mécaniques des trois fils testés.**

5 Discussion

5.1 Du matériel

Les fils étudiés ici sont de compositions et de sections annoncées différentes.

Au sujet des **compositions**, le Damon™ et le Copper Ni-Ti® 35°C ont été retenus car ils sont utilisés fréquemment dans la pratique actuelle. Le D-Rect® l'a été car il semblait intéressant de comparer les propriétés mécaniques des deux Copper Ni-Ti à un acier multibrins « souple » de section équivalente.

Concernant le choix des **sections**, les fils étudiés n'affichent pas tous les mêmes dimensions. A notre connaissance, les arcs droits Damon™ rectangulaires ne sont commercialisés qu'en section .018 x .025 inches. Les deux autres arcs testés sont de section .017 x .025 inches. Ces valeurs sont annoncées par les fabricants. L'analyse de la dimension de la section des fils a démontré que le Damon™ avait une section réelle inférieure à .017 x .025 inches, ce qui justifie ainsi la comparaison des résultats des tests en torsion.

5.2 Des méthodes

5.2.1 Numérotation des fils

La numérotation des fils repose sur un **marquage** de ceux-ci, et donc sur une altération de leur surface. Or, une altération de la surface d'un arc orthodontique par diminution de sa section peut modifier ses propriétés mécaniques.

Cependant la portion des arcs concernée par ce gravage est située en arrière des zones de fixation sur le banc d'essais, et à grande distance de la portion antérieure soumise aux tests. Il est donc raisonnable de considérer que la numérotation des arcs effectuée n'entraîne aucune altération des propriétés mécaniques étudiées dans ce mémoire.

5.2.2 Caractérisation des dimensions des sections des fils

Le pied à coulisse électronique utilisé pour réaliser les **mesures** a une précision de 10 μm . Certains auteurs (MELING & ØDEGAARD, 1998 (17)) ont utilisé des instruments plus précis (1 μm), cependant les mesures ont permis de mettre en évidence une différence statistiquement significative entre les sections des fils testés.

De plus, les mesures ont été réalisées à la fois au niveau antérieur et postérieur des arcs, afin de comparer l'homogénéité de leurs sections.

5.2.3 Analyse de composition du fil Damon™

Seule la composition du fil Damon™ a été analysée par EDS (Energy Dispersive Spectrometry), à l'aide d'un MEB. Cette technique n'est pas la plus précise, et ne concerne que la surface de l'échantillon.

Elle a cependant permis de révéler que le Damon™ a une composition très proche de celle du CuNiTi 35° (BOLENDER 2008) (3). Hormis des traces de chrome retrouvées dans ce dernier fil (0,2%), seule une variation de 1% de la teneur en titane est constatée (en plus, aux dépens du nickel).

5.2.4 Analyse des températures de transformation des fils Damon™ et CuNiTi 35°C

Seuls les fils Damon™ et CuNiTi 35°C ont été analysés par DSC (Differential Scanning Calorimetry). En effet, le D-Rect® étant composé d'acier, celui-ci ne présente pas de changement d'état dans la plage de température concernée par cette étude.

5.2.5 Analyse en torsion

- L'étude des propriétés mécaniques des fils orthodontiques est généralement faite en réalisant des tests en flexion, rarement en torsion.

En flexion les fils rectangulaires subissent, selon la zone de la section étudiée, soit une élévation soit une compression.

Les contraintes auxquelles sont soumis les fils en torsion sont différentes et plus complexes. En effet, un arc de section rectangulaire subit des contraintes de cisaillement entraînant son gauchissement (POPOV, 1968 (23)).

Dans cette étude, les propriétés mécaniques des fils testés sont étudiées en **torsion**. Ceci permet d'étudier le comportement des fils lorsque des contraintes du 3^{ème} ordre (appelées torque) leur sont appliquées. L'application de torque sur les arcs est fondamentale dans la pratique quotidienne, et est indispensable si l'on veut contrôler le déplacement dentaire dans les 3 dimensions de l'espace.

Egalement, les phénomènes apparaissent plus rapidement lors des tests en torsion que lors des tests en flexion. En effet, en torsion, le rapport charge/déformation d'un fil varie selon un rapport de 1 sur la longueur testée. En flexion, le rapport charge/déformation varie selon un rapport de 1 sur le cube de la longueur testée.

Caractéristiques Facteurs	Rapport charge/ Torsion	Moment du couple maximal élastique	Torsion maximale élastique
Largeur l	l^2		$1/l$
Épaisseur e	e^2	e^3	$1/e^4$
Longueur L	$1/L$		L

Caractéristiques Facteurs	Rapport charge/ flexion	Charge maximale élastique	Flexion maximale élastique
Largeur l	l	l	
Épaisseur e	e^3	e^2	$1/e$
Longueur L	$1/L^3$	$1/L$	L^2

Figure 37 : Fils rectangulaires en torsion, et en flexion à plat, d'après Monteil in CHATEAU

- La **température** à laquelle les tests ont été réalisés est de 35°C. Cette valeur est proche de celle retrouvée en bouche le plus souvent (MOORE et al. 1999 (21)). Si l'ingestion d'aliments ou de boissons chaudes ou froides peut faire varier cette valeur grandement, ces variations thermiques ne sont que de courte durée. Ceci justifie que les tests aient été réalisés à 35°C.

5.3 Des résultats

5.3.1 Dimension des fils

Les fils étudiés dans ce mémoire se sont tous révélés **sous-dimensionnés**, aussi bien en épaisseur qu'en largeur. Les différences constatées, épaisseurs et largeurs confondues, vont de 5,09 à 7,22% par rapport aux valeurs annoncées par les fabricants. Le jeu arc-attache est donc accru, et le contrôle du mouvement dentaire diminué.

De plus, les arcs étudiés ont présenté des différences d'épaisseurs et de largeurs entre leurs **portions** antérieures et postérieures. Cette constatation est notamment importante pour le D-Rect®, dont l'épaisseur postérieure est nettement inférieure à celle antérieure. Cette différence est statistiquement significative pour ce fil. Il en résulte un contrôle du mouvement dentaire moindre pour les dents postérieures.

Il est également reconnu (SEBANC et al., 1984 (24)) que les arcs produits par les fabricants ne sont pas parfaitement rectangulaires de section. Ils présentent en effet des **chanfreins** qui augmentent le jeu arc-attache, et donc diminuent encore le contrôle du mouvement dentaire.

Les fabricants ne donnent aucune information au sujet des chanfreins et du sous-dimensionnement des fils qu'ils produisent.

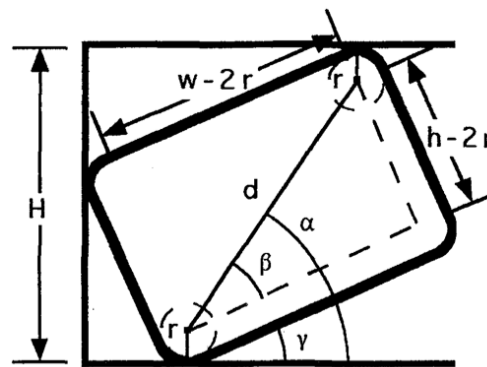


Figure 38 : Jeu de troisième ordre d'un fil orthodontique rectangulaire présentant des chanfreins, inséré dans une attache

MELING et ODEGAARD (1998) (17) ont proposé une formule permettant de calculer le jeu arc-attache (angle γ) en tenant compte de ces chanfreins. Il est cependant nécessaire d'évaluer leur rayon (r).

$$\gamma = \arcsin \frac{H - 2r}{d} - \arcsin \frac{h - 2r}{d}$$

Dans la mesure où les fils orthodontiques sont générés avec des défauts, il est légitime de s'interroger au sujet des dimensions des gorges des attaches. KUSY et WHITLEY, en 1999 (16), ont démontré que sur 24 types d'attaches étudiées, 20 présentaient un surdimensionnement de leurs gorges.

En conséquence, il est important pour l'orthodontiste d'être conscient de ces facteurs, responsables d'une perte de contrôle du mouvement dentaire.

5.3.2 Analyse de composition du fil Damon™

L'état de **surface** du fil Damon™, observé au MEB à différents grossissements (x150, x500 et x1000), est similaire à celui du fil CuNiTi 35°C décrit par BOLENDER (2008) (3).

La composition déterminée par microanalyse X est très proche de celle du CuNiTi 35°C testé par BOLENDER (2008) (3). Elle confirme que le Damon™ est bien lui aussi fil orthodontique en **alliage** nickel-titane-cuivre.

5.3.3 Analyse des températures de transformation des fils Damon™ et CuNiTi 35°C

La valeur d'**Af** trouvée pour le fil CuNiTi 35°C est différente de celle annoncée par le fabricant. Ce résultat est néanmoins proche de celui trouvé par BOLENDER en 2008 (3) (31°C). Il s'éloigne de ceux trouvée par JORDAN en 1997 (13) (36°C), FISCHER-BRANDIES en 2003 (9) (34°C), et BIERMANN en 2007 (2) (36°C).

La valeur d'**Af** pour trouvée pour le **Damon™** (25°C) est plus basse que celle déterminée pour le CuNiTi 35°C (31,5°C). Ce fil se présente donc moins facilement sous forme martensitique en situation clinique, car la température buccale est peu fréquemment inférieure à 25°C. Ceci se traduit par une rigidité accrue par rapport au CuNiTi 35°C en milieu buccal.

5.3.4 Analyse en torsion

Les tests effectués révèlent que la stérilisation ne modifie pas les propriétés mécaniques des CuNiTi 35°C et Damon™ en torsion. Ni en charge, ni en décharge.

Une très faible perte de souplesse, uniquement à la décharge est constatée pour le D-Rect® stérilisé. Celle-ci pourrait être due au réagencement des brins de ce fil tressé lors de son passage en autoclave, sous pression et chauffage. Cette perte de souplesse est cependant non significative.

6 Conclusion et perspectives

Des expériences réalisées, différentes conclusions peuvent être posées :

- Les arcs D-RECT®, COOPER NI-TI® 35°C et DAMON™ sont tous les trois **sous dimensionnés** en épaisseur et en largeur. Ceci est particulièrement vrai pour le DAMON™. Les praticiens utilisant ces arcs doivent **anticiper la perte de contrôle** qui en résulte.
- Le D-RECT® présente une épaisseur plus faible sur ses portions latérales qu'au niveau antérieur. La **perte de contrôle** est **plus importante au niveau des dents postérieures**.
- Le fil **Damon™** est vendu comme étant « plus souple », mais en réalité il ne l'est pas. Il est même un peu **plus rigide** que le CuNiTi 35°C, et beaucoup plus rigide que le D-Rect®. Le fabricant augmente la souplesse du Damon™ en diminuant la dimension de ce fil (vendu pour du .018 x .025 inches, mais plus petit qu'un .017 x 0.25 inches).
- **La stérilisation** des arcs D-RECT®, COOPER NI-TI® 35°C et DAMON™ testés dans ce mémoire **peut être effectuée sans crainte d'altérer leurs propriétés mécaniques en torsion**. Les recommandations de la Direction Générale de la Santé concernant les dispositifs médicaux semi-critiques peuvent être appliquées dans la pratique quotidienne sans craintes.

Les arcs orthodontiques étant des dispositifs médicaux semi-critiques, l'article L-5211-1 du Code de la Santé Publique (2014) (6) implique que leur stérilisation soit faite avant de les utiliser. Malgré les contraintes que calé représente, il est indispensable de suivre les recommandations données par les autorités de santé. En ce qui concerne la stérilisation des arcs orthodontiques avant leur utilisation, nous trouvons personnellement qu'elle est aisée à mettre en œuvre. Le conditionnement en sachets individuels des fils testés, adaptés à un passage en

autoclave, permet d'avoir très peu de manipulations supplémentaires pour respecter les recommandations du Code de la Santé Publique. Le fait que la stérilisation n'altère pas les propriétés mécaniques en torsion de ces arcs ne nous donne aucune bonne raison de ne pas les passer à l'autoclave avant de les utiliser chez nos patients.

7 Bibliographie

- (1) **AFNOR** ; NF A 51-080. Alliages à mémoire de forme (AMF). Vocabulaires et mesures. 1991.
- (2) **BIERMANN M.C., BERZINS D.W., BRADLEY T.G.** ; *Thermal analysis of as-received and clinically retrieved copper-nickel-titanium orthodontic archwires*. Angle Orthod, 2007, 77, 3, p.499-503.
- (3) **BOLENDER Y.** ; *Influence des variations de température rencontrées dans la cavité buccale sur les propriétés physiques des arcs orthodontiques à base de nickel-titane*. Thèse de Docteur de Troisième Cycle en Physique et Chimie de la Matière et des Matériaux Université Henri Poincaré (Nancy I), 2008.
- (4) **BURSTONE C. J. ; QIN B. ; MORTON J. Y.** : *Chinese NiTi wire a new orthodontic alloy*. Am. J. Orthod., 1985, 87 (6) : 445-452.
- (5) **BURSTONE C. J.** ; *Variable modulus orthodontics*. Am. J. Orthod., 1981, 80 (1) ; 1-16.
- (6) **CODE DE LA SANTE PUBLIQUE (CSP)** ; Version consolidée au 1 juillet 2014. legifrance.gouv.fr.
- (7) **DIRECTION GENERALE DE LA SANTE (DGS)** ; *Guide de bonnes pratiques pour la prévention des infections liées aux soins réalisés en dehors des établissements de santé*, 2e édition, juillet 2006
- (8) **FILLEUL M. P.** ; *Les fils orthodontiques Propriétés mécaniques*, Précis d'orthodontie et d'orthopédie maxillo-faciale de J.-M. CHATEAU, 1992
- (9) **FISCHER-BRANDIES H., ES-SOUNI M., KOCK N., et al.** ; *Transformation behaviour, chemical composition, surface topography and bending properties of five selected 0.016" x 0.022" NiTi archwires*. J Orofac Orthop, 2003, 64, 2, p.88-99.
- (10) **FLEURETTE J., FRENEY J., REVERDY M.-E.** *Antisepsie et désinfection*, Ed. ESKA, 1995 – 634p.
- (11) **GALTIER F.** : *La stérilisation*, Ed. Arnette Blackwell, 1996 – 216p.
- (12) **GARNIER DELAMARE** ; Dictionnaire illustré des termes de médecine, Maloine 2006
- (13) **JORDAN L., FILLEUL M.P., PORTIER R.** ; *Les arcs orthodontiques à mémoire de forme : structures et propriétés*. Rev Orthop Dento Faciale, 1997, 31, p.199-211.
- (14) **KANTER D.** ; *L'effet mémoire de forme est-il une réalité clinique pour le 35° Copper Ni-Ti® ? Étude par calorimétrie différentielle à balayage*. Orthod Fr 2013;84:259-269

- (15) **KUSY R.P.** ; *A review of contemporary archwires: their properties and characteristics.* Angle Orthod, 1997, 67, 3, p.197-207.
- (16) **KUSY R.P., WHITLEY JQ.**; *Assessment of second-order clearances between orthodontic archwires and bracket slots via the critical contact angle for binding.* Angle Orthod, 1999, 69, 1, p.71-80.
- (17) **MELING T.R., ODEGAARD J.** ; *Short-term temperature changes influence the force exerted by superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending.* Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1998, 114, 5, p.503-509.
- (18) **MELING T, ØDEGAARD J, MELING E.** *A theoretical evaluation of the influence of variation in bracket slot height and wire rounding on the amount of torsional play between bracket and wire.* Kieferorthop Mittlg 1993;7:41-48
- (19) **MINISTERE DE LA SANTE ET DES SOLIDARITES.** *Guide de prévention des infections liées aux soins en chirurgie dentaire et en stomatologie.* Deuxième édition, juin 2006.
- (20) **MOHR P.** ; *Acquisition et traitement des données nécessaires au bilan dimensionnel des arcades dentaires à l'aide d'un pied à coulisse numérique.* Orthod Fr 2004;75:270-270
- (21) **MOORE R.J., WATTS J.T., HOOD J.A., et al.** ; *Intra-oral temperature variation over 24 hours.* Eur J Orthod, 1999, 21, 3, p.249-261.
- (22) **MORGON L. , CUINET M. , GUIVARCH J. , HUET A. P.**; *Définitions et comportement thermomécanique des alliages métalliques.* Orthod Fr 2001;72:233-244
- (23) **POPOV E. P.** ; *Introduction to mechanics of solids.* Englewood Cliffs, New Jersey, U.S.A. : Prentice-Hall, 1968.
- (24) **SEBANC J, BRANTLEY WA, PINCSAK JJ, CONOVER JP.** *Variability of effective root torque as a function of edge bevel on orthodontic arch wires.* Am J Orthod 1984;86:43-50.
- (25) **SFODF** : Dictionnaire d'orthognathodontie, 2012

8 Table des Illustrations

Figure 1 : FILLEUL in CHATEAU 1992	10
Figure 2 : Comparaison des modules d'élasticité des fils monobrins et multibrins (FILLEUL in CHATEAU 1992)	12
Figure 3 : Illustration de la transformation martensitique (d'après JORDAN, FILLEUL et PORTIER, 1997 (13))	14
Figure 4 : Températures de transformation de type martensitique (NF A 51-080, 1991)	15
Figure 5 : Schéma illustrant la mémoire de forme (NF A 51-080, 1991)	17
Figure 6 : Plateaux de superélasticité sur un diagramme contrainte / déformation (NF A 51-080, 1991 (1))	18
Figure 7 : Jeu de troisième ordre d'un fil orthodontique rectangulaire inséré dans une attache (MELING et al., 1993 (18))	19
Figure 8 : Photo des trois paquets de D-Rect® testés	21
Figure 9 : Photo des trois paquets de CuNiTi 35°C testés	22
Figure 10 : Photo des trois paquets de Damon™ testés	22
Figure 11 : Exemple de numérotation, fil II-1-9	24
Figure 12 : Photo du pied à coulisse électronique Mitutoyo 500-161-20	25
Figure 13 : Intérieur du MEB (vue de la platine circulaire où sont déposés les échantillons à gauche, et émetteur à droite)	26
Figure 14 : Circuit d'eau servant à la régulation de la température à gauche, ordinateur analysant les données, et µDSC7 evo (SETARAM) à droite	27
Figure 15 : Arcs dans leurs pochettes, disposés dans une caissette avant stérilisation à l'autoclave	28
Figure 16 : Insertion des caissettes dans l'autoclave (ECOSTAR, SCHAEERERMAYFIELD FRANCE GROUPE MMM)	29
Figure 17 : Sortie des caissettes après stérilisation, de l'autre côté du stérilisateur à deux portes	29
Figure 18 : Rapport de stérilisation des fils testés	30
Figure 19 : Photo du banc d'essai en torsion du Pr FILLEUL	31
Figure 20 : Epaisseur moyenne D-Rect® (antérieure + latérale) = 0,407 mm	33
Figure 21 : Epaisseur moyenne CuNiTi 35°C (antérieure + latérale) = 0,410 mm	33
Figure 22 : Epaisseur moyenne Damon™ (antérieure + latérale) = 0,424 mm	34
Figure 23 : Comparaison des Epaisseurs Moyennes (mm)	35
Figure 24 : Largeur moyenne D-Rect® (antérieure + latérale) = 0,596 mm	36
Figure 25 : Largeur moyenne CuNiTi 35°C (antérieure + latérale) = 0,594 mm	36
Figure 26 : Largeur moyenne Damon™ (antérieure + latérale) = 0,601 mm	36
Figure 27 : Comparaison des Largeurs Moyennes (mm)	37
Figure 28 : Surface du fil Damon™ observée au MEB à un grossissement de 150x, électrons rétrodiffusés	39
Figure 29 : Détermination de la composition de surface du fil Damon™ observé au MEB (grossissement x1000) - spectre EDS en bas à gauche, composition en bas à droite	40
Figure 30 : Proportions des différents éléments constituant le Damon™ et le CuNiTi 35°C	40
Figure 31 : Courbe de DSC au chauffage et au refroidissement du fil Damon™	41
Figure 32 : Courbe de DSC au chauffage et au refroidissement du fil CuNiTi 35°C	42
Figure 33 : Tests en Torsion à 35°C du D-Rect® Non Stérilisé et Stérilisé	43
Figure 34 : Tests en Torsion à 35°C du CuNiTi 35°C Non Stérilisé et Stérilisé	43
Figure 35 : Tests en Torsion à 35°C du Damon™ Non Stérilisé et Stérilisé	44
Figure 36 : Comparaison en Décharge à 35°C	44
Figure 37 : Fils rectangulaires en torsion, et en flexion à plat, d'après Monteil in CHATEAU	48
Figure 38 : Jeu de troisième ordre d'un fil orthodontique rectangulaire présentant des chanfreins, inséré dans une attache	49
Figure 39 : Comparaison des Epaisseurs Moyennes (mm)	56
Figure 40 : Comparaison des Largeurs Moyennes (mm)	56

9 Annexe

9.1 Caractérisation de la dimension de la section des fils

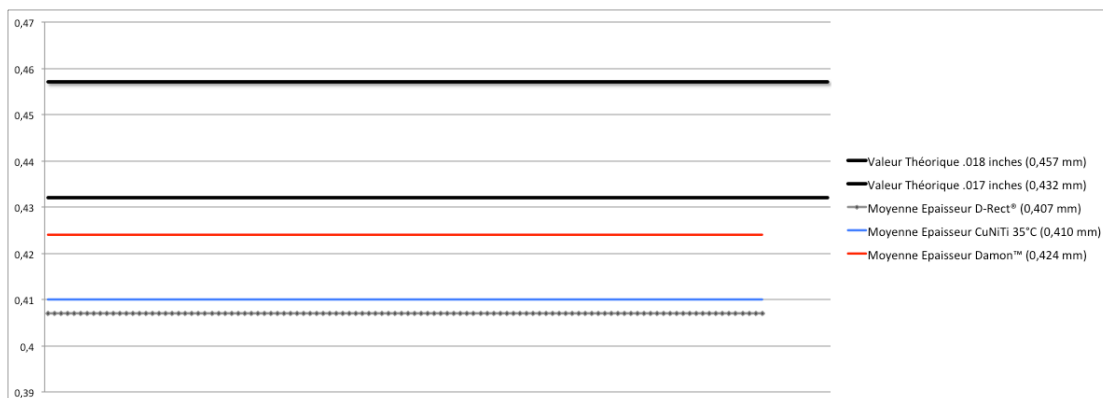


Figure 39 : Comparaison des Epaisseurs Moyennes (mm)

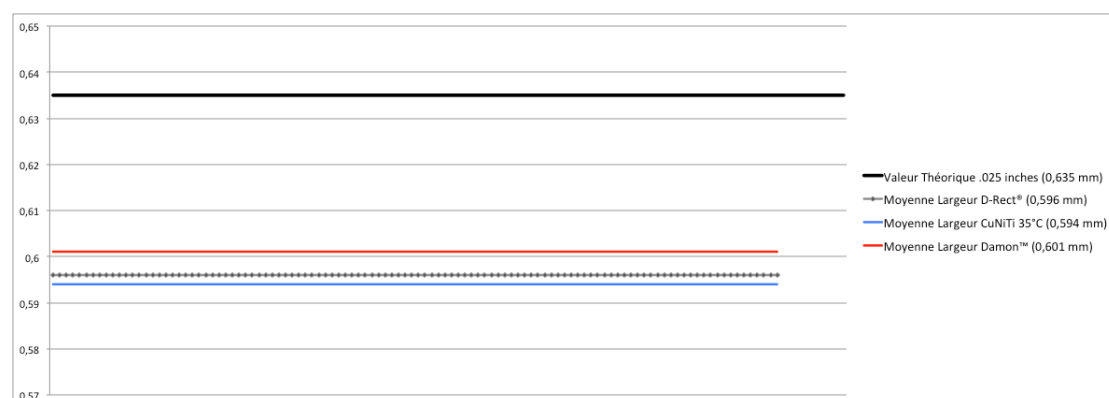


Figure 40 : Comparaison des Largeurs Moyennes (mm)

9.2 Etudes statistiques

9.2.1 Comparaison des largeurs antérieure et latérale du CuNiTi 35°C

- **Test de normalité de la distribution :**

Normality Test (**Shapiro-Wilk**) mercredi, juillet 02, 2014, 22:33:03

Data source: Data 1 in Notebook1

Largeur Latérale: W-Statistic = 0,792 P < 0,001 **Failed**

A test that fails indicates that the data varies significantly from the pattern expected if the data was drawn from a population with a normal distribution.

A test that passes indicates that the data matches the pattern expected if the data was drawn from a population with a normal distribution.

Normality Test (**Shapiro-Wilk**) mercredi, juillet 02, 2014, 22:33:36

Data source: Data 1 in Notebook1

Largeur Antérieure: W-Statistic = 0,717 P < 0,001 **Failed**

A test that fails indicates that the data varies significantly from the pattern expected if the data was drawn from a population with a normal distribution.

A test that passes indicates that the data matches the pattern expected if the data was drawn from a population with a normal distribution.

- **Test de comparaison des deux populations :**

Mann-Whitney Rank Sum Test mercredi, juillet 02, 2014, 22:34:25

Data source: Data 1 in Notebook1

Group	N	Missing	Median	25%	75%
LL	60	0	0,590	0,590	0,600
LA	30	0	0,595	0,590	0,600

Mann-Whitney U Statistic= 805,500

T = 1459,500 n(small)= 30 n(big)= 60 (P = 0,366)

The difference in the median values between the two groups is not great enough to exclude the possibility that the difference is due to random sampling variability; **there is not a statistically significant difference (P = 0,366).**

9.2.2 Comparaison du D-Rect® stérilisé et non stérilisé en décharge pour un moment de 770 g.mm

- **Test de normalité de la distribution :**

Normality Test (**Shapiro-Wilk**) mercredi, juillet 02, 2014, 23:13:34

Data source: Data 2 in Notebook1

Non Sté: W-Statistic = 0,944 P = 0,439 **Passed**

A test that fails indicates that the data varies significantly from the pattern expected if the data was drawn from a population with a normal distribution.

A test that passes indicates that the data matches the pattern expected if the data was drawn from a population with a normal distribution.

Normality Test (**Shapiro-Wilk**) mercredi, juillet 02, 2014, 23:13:54

Data source: Data 2 in Notebook1

Sté: W-Statistic = 0,964 P = 0,763 **Passed**

A test that fails indicates that the data varies significantly from the pattern expected if the data was drawn from a population with a normal distribution.

A test that passes indicates that the data matches the pattern expected if the data was drawn from a population with a normal distribution.

- **Test de comparaison des deux populations :**

t-test mercredi, juillet 02, 2014, 23:16:51

Data source: Data 2 in Notebook1

Normality Test: Passed (P = 0,779)

Equal Variance Test: Passed (P = 0,640)

Group Name	N	Missing	Mean	Std Dev	SEM
Sté	15	0	32,267	2,890	0,746
Non Sté	15	0	33,733	2,576	0,665
Difference	-1,467				

t = -1,467 with 28 degrees of freedom. (P = 0,153)

95 percent confidence interval for difference of means: -3,514 to 0,581

The difference in the mean values of the two groups is not great enough to reject the possibility that the difference is due to random sampling variability. **There is not a statistically significant difference between the input groups (P = 0,153).**

Power of performed test with alpha = 0,050: 0,168

The power of the performed test (0,168) is below the desired power of 0,800.

Less than desired power indicates you are less likely to detect a difference when one actually exists. Negative results should be interpreted cautiously.

9.2.3 Comparaison des épaisseurs antérieure et latérale du D-Rect®

- **Test de normalité de la distribution :**

Normality Test (**Shapiro-Wilk**) mercredi, juillet 02, 2014, 23:38:50

Data source: Data 3 in Notebook1

Ep Latérale: W-Statistic = 0,870 P < 0,001 **Failed**

A test that fails indicates that the data varies significantly from the pattern expected if the data was drawn from a population with a normal distribution.

A test that passes indicates that the data matches the pattern expected if the data was drawn from a population with a normal distribution.

Normality Test (**Shapiro-Wilk**) mercredi, juillet 02, 2014, 23:38:59

Data source: Data 3 in Notebook1

Ep Antérieure: W-Statistic = 0,868 P = 0,002 **Failed**

A test that fails indicates that the data varies significantly from the pattern expected if the data was drawn from a population with a normal distribution.

A test that passes indicates that the data matches the pattern expected if the data was drawn from a population with a normal distribution.

- **Test de comparaison des deux populations :**

Mann-Whitney Rank Sum Test

mercredi, juillet 02, 2014, 23:39:11

Data source: Data 3 in Notebook1

Group	N	Missing	Median	25%	75%
EL	60	0	0,410	0,400	0,410
EA	30	0	0,410	0,400	0,420

Mann-Whitney U Statistic= 612,000

T = 1653,000 n(small)= 30 n(big)= 60 (P = 0,009)

The difference in the median values between the two groups is greater than would be expected by chance; **there is a statistically significant difference (P = 0,009).**

9.2.4 Comparaison des épaisseurs antérieure et latérale du Damon™

- **Test de normalité de la distribution :**

Normality Test (**Shapiro-Wilk**) vendredi, juillet 04, 2014, 10:55:58

Data source: Data 4 in Stats Guillaume.

EL: W-Statistic = 0,706 P < 0,001 **Failed**

A test that fails indicates that the data varies significantly from the pattern expected if the data was drawn from a population with a normal distribution.

A test that passes indicates that the data matches the pattern expected if the data was drawn from a population with a normal distribution.

Normality Test (**Shapiro-Wilk**) vendredi, juillet 04, 2014, 10:56:17

Data source: Data 4 in Stats Guillaume.

EA: W-Statistic = 0,845 P < 0,001 **Failed**

A test that fails indicates that the data varies significantly from the pattern expected if the data was drawn from a population with a normal distribution.

A test that passes indicates that the data matches the pattern expected if the data was drawn from a population with a normal distribution.

- **Test de comparaison des deux populations :**

Mann-Whitney Rank Sum Test vendredi, juillet 04, 2014, 10:56:37

Data source: Data 4 in Stats Guillaume.

Group	N	Missing	Median	25%	75%
EL	60	0	0,420	0,420	0,430
EA	30	0	0,420	0,420	0,430

Mann-Whitney U Statistic= 810,000

T = 1455,000 n(small)= 30 n(big)= 60 (P = 0,384)

The difference in the median values between the two groups is not great enough to exclude the possibility that the difference is due to random sampling variability; **there is not a statistically significant difference (P = 0,384).**

9.2.5 Comparaison des épaisseurs antérieure et latérale du D-Rect® avec la valeur théorique

- **Épaisseur Latérale :**

One-Sample t-test vendredi, juillet 04, 2014, 11:09:18
Data source: Data 5 in Stats Guillaume.

Group Name	N	Missing	Mean	Std Dev	SEM
EL1+2	120	0	0,405	0,00840	0,000767

Hypothesized population mean 0,432
t = -34,893 with 119 degrees of freedom. (P = <0,001)
95 percent confidence interval for the population mean: 0,404 to 0,407

There is a statistically significant difference between the mean of the sampled population and the hypothesized population mean (P = <0,001).

Power of performed test with alpha = 0,050: 1,000

- **Épaisseur Antérieure :**

One-Sample t-test vendredi, juillet 04, 2014, 11:10:31
Data source: Data 5 in Stats Guillaume.
Normality Test: Failed (P < 0,050)

Group Name	N	Missing	Mean	Std Dev	SEM
EA1+2	60	0	0,411	0,00896	0,00116

Hypothesized population mean 0,432
t = -18,148 with 59 degrees of freedom. (P = <0,001)
95 percent confidence interval for the population mean: 0,409 to 0,413

There is a statistically significant difference between the mean of the sampled population and the hypothesized population mean (P = <0,001).

Power of performed test with alpha = 0,050: 1,000

9.2.6 Comparaison des épaisseurs antérieure et latérale du Damon™ avec la valeur théorique

- **Épaisseur Latérale :**

One-Sample t-test

vendredi, juillet 04, 2014, 11:11:05

Data source: Data 6 in Stats Guillaume.JNB

Group Name	N	Missing	Mean	Std Dev	SEM
EL1+2	120	0	0,423	0,00534	0,000488

Hypothesized population mean 0,457

t = -69,372 with 119 degrees of freedom. (P = <0,001)

95 percent confidence interval for the population mean: 0,422 to 0,424

There is a statistically significant difference between the mean of the sampled population and the hypothesized population mean (P = <0,001).

Power of performed test with alpha = 0,050: 1,000

- **Épaisseur Antérieure :**

One-Sample t-test

vendredi, juillet 04, 2014, 11:11:39

Data source: Data 6 in Stats Guillaume.

Group Name	N	Missing	Mean	Std Dev	SEM
EA1+2	60	0	0,425	0,00724	0,000935

Hypothesized population mean 0,457

t = -34,589 with 59 degrees of freedom. (P = <0,001)

95 percent confidence interval for the population mean: 0,423 to 0,427

There is a statistically significant difference between the mean of the sampled population and the hypothesized population mean (P = <0,001).

Power of performed test with alpha = 0,050: 1,000

10 Lexique

- **Af** : Austenite finish
- **AMF** : Alliage à mémoire de forme
- **As** : Austenite start : température d'apparition de l'austénite au cours du réchauffage d'un matériau martensitique
- **ATNC** : Agents Transmissibles Non Conventionnels
- **DSC** : Differential Scanning Calorimetry. Terme anglo-saxon, calorimétrie différentielle à balayage en français
- **EDS** : Energy Dispersive Spectrometry (spectrométrie à dispersion d'énergie)
- **COPPER NI-TI (CuNiTi)** : Terme anglo-saxon, alliage nickel-titane-cuivre
- **MEB** : Microscope électronique à balayage
- **Ms** : Martensite start (température d'apparition de la martensite au cours du refroidissement d'un fil à mémoire de forme)
- **Mf** : Martensite finish (température pour laquelle toute trace de phase austénitique a disparu, l'alliage étant devenu martensitique à 100%)
- **Torque** : désigne la torsion de l'arc sur le chant (courbure du troisième ordre) et, par extension, l'orientation de la gorge de l'attache destinée à incliner la dent dans le sens vestibulo-lingual par le déplacement de l'apex (dictionnaire de la SFODF, 2012 (25))

BERTRAND Guillaume - Influence de la stérilisation sur les propriétés mécaniques en torsion de deux types d'arcs orthodontiques à base de nickel titane cuivre.

p.64, ill.40, réf.25

Mots clefs : Orthodontie, Alliages nickel-titane, Stérilisation

Résumé :

Objectifs :

Vérifier les dimensions de deux arcs CuNiTi et d'un fil acier multibrins, comparer leurs propriétés mécaniques, et étudier les conséquences de la stérilisation sur celles-ci en réalisant des tests en torsion avant et après stérilisation.

Matériel et méthode :

Deux types d'arcs CuNiTi et un acier inoxydable multibrins, après avoir été tirés au sort puis numérotés, sont mesurés en épaisseur et en largeur à l'aide d'un pied à coulisse électronique. La moitié des arcs est ensuite stérilisée en autoclave. Enfin, tous les arcs sont testés à 35°C en torsion sur un banc d'essai.

Résultats et conclusions :

- Les 3 types d'arcs sont sous dimensionnés en épaisseur et en largeur. Il en résulte une perte de contrôle lors du traitement orthodontique.
- L'acier inoxydable multibrins présente une épaisseur latérale plus faible que celle antérieure. La perte de contrôle est plus importante au niveau postérieur pour ce fil.
- Un des arcs CuNiTi est vendu comme étant « plus souple » mais ne l'est pas, malgré son fort sous-dimensionnement.
- La stérilisation peut être effectuée sans crainte d'altérer leurs propriétés mécaniques en flexion.

Adresse de l'auteur : 16 Avenue Carnot - 54130 SAINT-MAX