



HAL
open science

Réalisation d'un ressort insensible aux variations de température intra-buccale

Jean-Maxime Terrasse

► **To cite this version:**

Jean-Maxime Terrasse. Réalisation d'un ressort insensible aux variations de température intra-buccale. Médecine humaine et pathologie. 2014. hal-02110663

HAL Id: hal-02110663

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-02110663v1>

Submitted on 25 Apr 2019

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



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>



UNIVERSITÉ
DE LORRAINE

FACULTE D'ODONTOLOGIE

MEMOIRE

pour le

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

**REALISATION D'UN RESSORT INSENSIBLE AUX
VARIATIONS DE TEMPERATURE INTRA-BUCCALE**

Présenté et soutenu le 15 décembre 2014

par

Jean-Maxime TERRASSE

Directeur du mémoire :

Madame le Professeur Marie-Pierryle FILLEUL

A Madame le Professeur Filleul,

Vous nous avez fait l'honneur de bien vouloir diriger ce mémoire. Votre aide et votre engagement tout au long de ce travail ont été précieux. Veuillez trouver ici le témoignage de notre reconnaissance et de notre profonde estime.

A Monsieur le Docteur George,

Veuillez trouver ici toute notre reconnaissance pour l'aide que vous nous avez apporté tout au long de ce travail.

Au laboratoire LEM 3 du CIRAM de Metz,

Vous nous avez permis de rendre réalisable ce projet. Votre aide tout au long de ce travail a été précieuse.

A Madame le Professeur Boileau et Monsieur le Docteur Barthelemi,

Vous nous avez fait l'honneur de bien vouloir juger ce travail. Nous vous remercions de l'attention et de l'intérêt que vous avez porté à ce travail. Trouvez ici le témoignage de notre reconnaissance et de notre estime.

TABLE DES MATIERES

TABLE DES ILLUSTRATIONS	4
TABLE DES TABLEAUX.....	5
1 INTRODUCTION.....	6
2 INTERET ET RAPPELS.....	7
2.1 Rappels sur le déplacement dentaire	7
2.1.1 Le remaniement desmodontal.....	7
2.1.2 Le remaniement osseux.....	8
2.1.3 La réponse inflammatoire du déplacement	9
2.2 Variations de température intra-buccale [16]	10
2.3 L'alliage Titane Molybdène.....	11
2.3.1 Historique.....	11
2.3.2 Composition et microstructure	11
2.3.3 Rappels des propriétés mécaniques du TMA®.....	12
2.4 Rappels des propriétés mécaniques des alliages Nickel-Titane	13
2.5 Applications cliniques	14
2.6 Intérêts de ce travail	15
3 REALISATION D'UN PROTOTYPE.....	17
3.1 Prémices de la fabrication du prototype	17
3.2 Produits actuellement disponibles.....	18
3.3 Tréfilage.....	18
3.3.1 Définitions.....	18
3.3.2 Objectif du tréfilage.....	18
3.3.3 Le banc de tréfilage.....	20
3.3.4 Les étapes	21
3.4 Réalisation du prototype.....	22
4 CARACTERISATION DU RESSORT	24
4.1 Matériel.....	24
4.1.1 Ressorts.....	24
4.1.2 Le banc d'essai de traction	25
4.2 Méthodes de caractérisation expérimentale par essai de traction.....	27
5 RESULTATS	28
5.1 Les ressorts en alliage nickel-titane.....	28
5.1.1 Le ressort en nickel-titane de la société RMO®.....	28
5.1.2 Le ressort en nickel-titane de la société Ormco®.....	29
5.2 Le ressort en acier de la société AO®.....	30
5.3 Le prototype en alliage titane-molybdène.....	31
6 DISCUSSION.....	32
6.1 Le banc d'essai.....	32
6.2 Les comparatifs.....	32
6.2.1 Comparaison avec le ressort en acier	32
6.2.2 Comparaison avec les ressort en nickel-titane	34
6.3 Notion de force optimale	38
7 CONCLUSION	39
8 BIBLIOGRAPHIE	40

TABLE DES ILLUSTRATIONS

FIGURE 1 : COURBE DU DEPLACEMENT DENTAIRE (PLATEAU DE HYALINISATION) [20]	8
FIGURE 2 : SCHEMA DU REMANIEMENT TISSULAIRE [8]	8
FIGURE 3 : LE SYSTEME HEXAGONAL COMPACT [1]	11
FIGURE 4 : LE SYSTEME CUBIQUE CENTRE [1]	12
FIGURE 5 : DIAGRAMME DE TRANSFORMATION DES PHASES DU TITANE (AFNOR)	14
FIGURE 6 : RESSORT A SPIRES OUVERTES	14
FIGURE 7 : RESSORT A SPIRES FERMEES	14
FIGURE 8 : SYSTEME D'INGRESSION-RECU EN TECHNIQUE SEGMENTEE (CAS TRAITÉ PAR LE DR TERRASSE)	15
FIGURE 9 : COURBES DES FORCES DEVELOPPEES EN FONCTION DE LA TEMPERATURE ENTRE -20°C ET 40°C	17
FIGURE 10 : SEQUENCE DE FILIERES	19
FIGURE 11 : SCHEMA D'UNE FILIERE EN COUPE	20
FIGURE 12 : BANC DE TREFILAGE	20
FIGURE 13 : SCHEMA DE LA SOIE	21
FIGURE 14 : REALISATION DE LA "SOIE" PAR ELECTROCHIMIE	21
FIGURE 15 : LUBRIFICATION AVANT TREFILAGE	22
FIGURE 16 : PROTOTYPE DU RESSORT	23
FIGURE 17 : OEILLET DE FIXATION	25
FIGURE 18 : VUE D'ENSEMBLE DU BANC D'ESSAI	25
FIGURE 19 : PARTICULARITES DE LA MACHINE DE TRACTION	26
FIGURE 20 : SYSTEME DE FIXATION DU RESSORT	26
FIGURE 21 : BAIN THERMOSTATE	27
FIGURE 22 : RAPPORT FORCE/DEPLACEMENT EN FONCTION DE LA TEMPERATURE POUR LE RESSORT RMO®	28
FIGURE 23 : RAPPORT FORCE/DEPLACEMENT EN FONCTION DE LA TEMPERATURE POUR LE RESSORT ORMCO®	29
FIGURE 24 : RAPPORT FORCE/DEPLACEMENT EN FONCTION DE LA TEMPERATURE POUR LE RESSORT AO®	30
FIGURE 25 : RAPPORT FORCE/DEPLACEMENT EN FONCTION DE LA TEMPERATURE POUR LE PROTOTYPE	31
FIGURE 26 : COMPARAISON DE L'ACIER AVEC LES AUTRES ALLIAGES A 5°C	33
FIGURE 27 : COMPARAISON DE L'ACIER AVEC LES AUTRES ALLIAGES A 35°C	33
FIGURE 28 : COMPARAISON DE L'ACIER AVEC LES AUTRES ALLIAGES A 55°C	34
FIGURE 29 : COMPARATIF DES FORCES A 5°C	35
FIGURE 30 : COMPARATIF DES FORCES A 35°C	36
FIGURE 31 : COMPARATIF DES FORCES A 55°C	37

TABLE DES TABLEAUX

TABLEAU I : CARACTERISTIQUES DES RESSORTS	24
TABLEAU II : FORCES DEVELOPPEES PAR LE RESSORT RMO [®]	29
TABLEAU III : FORCES DEVELOPPEES PAR LE RESSORT ORMCO [®]	30
TABLEAU IV : FORCES DEVELOPPEES PAR LE RESSORT AO [®]	31
TABLEAU V : FORCES DEVELOPPEES PAR LE PROTOTYPE	31

1 INTRODUCTION

De nos jours, l'orthodontie fait appel dans la majorité des cas à des techniques multi-attaches. Celles-ci sont dites fixes et utilisent des auxiliaires pour provoquer le mouvement dentaire par l'intermédiaire de forces.

Les ressorts à spires fermées appartiennent aux auxiliaires permettant le mouvement. Ces ressorts sont mis en tension par un mouvement de traction puis reprennent leur forme initiale. Ils sont principalement utilisés pour fermer des espaces, mésialer ou distaler une dent ou un groupe de dents [19].

Aujourd'hui il existe une multitude de ressorts sur le marché. Ils sont majoritairement composés d'un alliage en nickel-titane. Cet effet de traction peut également être obtenu par un autre accessoire : les chainettes élastomériques. Plusieurs travaux ont mis en évidence que ces deux types d'accessoires ne permettent pas l'obtention d'une force d'intensité constante au cours du temps [11, 17]. En effet, l'intensité de la force générée par les ressorts en alliage nickel-titane varie parallèlement aux variations de la température intra-buccale [11]. En ce qui concerne les chainettes élastomériques, leur usure progressive dans la cavité intra-buccale entraîne une diminution de l'intensité de leur force [17].

Aussi, il a paru intéressant de réaliser un ressort, pour le moment inexistant sur le marché, capable de produire une intensité de force constante en fonction des variations de température intra-buccale et du temps. Les niveaux de forces de ce ressort devront être compatibles avec les conditions de déplacement dentaire non iatrogènes.

2 INTERET ET RAPPELS

2.1 Rappels sur le déplacement dentaire

Le déplacement dentaire correspond au déplacement de la dent au sein de son support osseux. La biologie de ce déplacement engendre des phénomènes de remodelage tissulaire au niveau de la dent et de ses organes de soutien. Pour que ce déplacement soit possible, il existe des phénomènes de résorption osseuse du côté où le ligament est comprimé et des phénomènes d'apposition du côté de tension du ligament dentaire [2].

2.1.1 Le remaniement desmodontal

Le desmodonte est un tissu conjonctif fibreux qui a un potentiel de renouvellement cellulaire. Lors du remodelage ligamentaire, les fibres de collagène sont détruites et remplacées de façon continue. Le collagène est produit par les fibroblastes et sa synthèse est directement liée au nombre et à l'activité de ces cellules. L'activité de dégradation du collagène est en relation avec des propriétés de catabolisme des fibroblastes eux-mêmes [8].

Dans ses travaux, REITAN a montré l'existence d'une phase dite de hyalinisation du ligament alvéolaire lorsque des forces d'intensité trop élevée et non régulières sont appliquées. Pendant cette période, les phénomènes de résorption sont stoppés, la dent ne bouge plus [20].

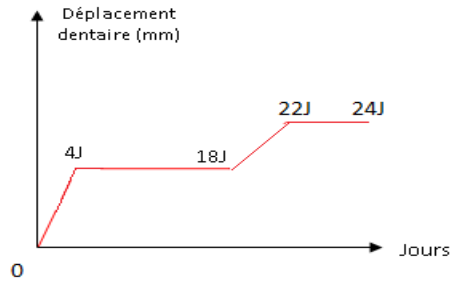


Figure 1 : Courbe du déplacement dentaire (Plateau de hyalinisation du 4^{ème} au 18^{ème} jour) [20]

2.1.2 Le remaniement osseux

Pour que le déplacement dentaire soit possible, il existe des phénomènes de résorption osseuse du côté où le ligament est comprimé, et des phénomènes d'apposition du côté de tension du ligament dentaire [2].

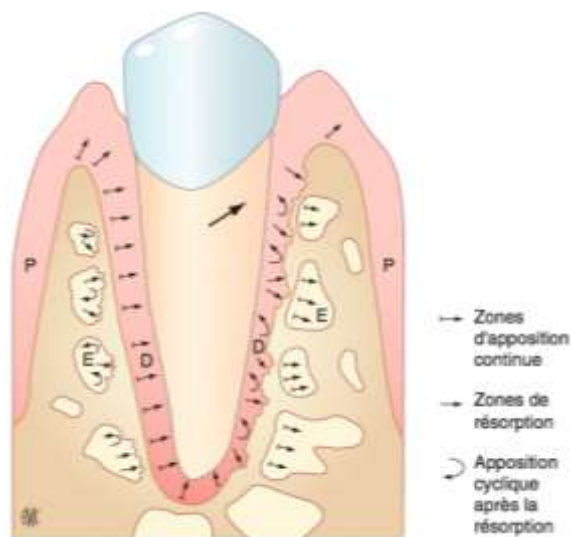


Figure 2 : Schéma du remaniement tissulaire [8]

La dent se déplace dans l'os alvéolaire, accompagnée de son ligament. Afin de permettre ces mouvements, un pool de cellules ostéoblastiques et ostéoclastiques est nécessaire pour effectuer le remodelage osseux autour de la dent. Le recrutement de ces

cellules nécessaires au mouvement est permis par l'application de forces douces et régulières [2]. Il existe donc un intérêt à utiliser des forces dites douces et d'intensité constante pour conserver un pool d'ostéoclastes sur le site [18].

2.1.3 La réponse inflammatoire du déplacement

Le déplacement dentaire initial engendre une réaction inflammatoire aiguë caractérisée par une vasodilatation périodontale et la migration de leucocytes hors des capillaires du ligament desmodontal [8].

Les forces orthodontiques, même légères, peuvent modifier le niveau des médiateurs inflammatoires du tissu périodontal. Le mécanisme de résorption osseuse peut être rattaché à la libération de ces médiateurs comme les prostaglandines et les cytokines.

Les prostaglandines :

Les prostaglandines, spécialement la PGE₂, régule la résorption osseuse du côté pression. Elles sont produites par les ostéoblastes. Ce sont des stimulateurs potentiels de la résorption osseuse [8].

Elles sont capables de stimuler la formation de cellules multinucléées comme les ostéoclastes grâce à certains facteurs comme les colony stimulating factors (CSF), le receptor activator of nuclear factor KB ligand (RANKL) et l'ostéoprotégérine (OPG).

Les prostaglandines peuvent avoir des effets anaboliques et cataboliques face au stress développé par ces forces mécaniques [8].

PGE₂ peut donc agir comme un puissant stimulateur de la résorption, aussi bien que de la formation osseuse. La différence entre ces deux activités est due à la concentration locale en PGE₂ [8].

Les cytokines :

Les cytokines jouent un rôle biologique essentiel dans le remodelage osseux. Elles sont sécrétées par les leucocytes et peuvent interagir directement avec les cellules osseuses et indirectement par l'intermédiaire des cellules de voisinage comme les monocytes, macrophages, lymphocytes et fibroblastes [8]. Les cytokines incluent les interleukines (IL-1 α , IL-1 β , IL-6, IL-8), les tumor necrosis factors (TNF) et les growth factors (GF). Les cytokines ne se contentent pas d'un rôle dans la résorption, mais peuvent aussi agir sur le remodelage osseux. Les ostéoblastes régulent l'activité des ostéoclastes à travers la libération de cytokines [8].

2.2 Variations de température intra-buccale [16]

La cavité buccale est en contact permanent avec le monde extérieur car elle assure la ventilation, la phonation et l'alimentation. La ventilation fait circuler des flux d'air qui ont des températures différentes de la température intra-buccale. La phonation est également basée sur des mouvements ventilatoires qui modifient cette température. Quant à l'alimentation, c'est là que les gradients de températures sont les plus importants, par exemple une glace à 0°C et un café à 50°C. La température qui peut être relevée en intra-buccal sera donc très variable au cours d'une journée. Selon MOORE la température intra-buccale au niveau incisif, peut être comprise entre 5,6°C et 58,5°C, et au niveau prémolaire, des variations de 7,9°C à 54°C sont observables [16].

2.3 L'alliage Titane Molybdène

2.3.1 Historique

Le titane est utilisé en métallurgie depuis 1952 [6]. L'alliage de titane-molybdène a été développé pour les industries aérospatiale et chimique. Cet alliage a été adapté à l'orthodontie dans les années 1980 par BURSTONE, et commercialisé par la firme Ormco® sous le nom de TMA® ("Titanium Molybdenum Alloy").

2.3.2 Composition et microstructure

Le titane peut cristalliser suivant deux systèmes : le système hexagonal compact (phase α) et le système cubique faces centrées (phase β) [9].

Le système hexagonal compact : forme la plus stable à température ordinaire, que l'on appelle la phase α ou martensitique.

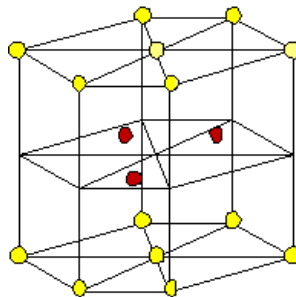


Figure 3 : Le système hexagonal compact [1]

Le système cubique centré : forme qui existe aux températures élevées, que l'on appelle la phase β ou austénitique.

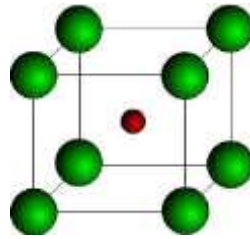


Figure 4 : Le système cubique centré [1]

La température de transformation allotropique (transformation de la phase α en phase β) est d'environ 885°C [9].

La composition du TMA® fabriqué par Ormco® inclut (en pourcentage de masse atomique) [12] :

- 79% de titane (Ti)
- 11% de molybdène (Mo)
- 6% de zirconium (Zr)
- 4% d'étain (Sn).

2.3.3 Rappels des propriétés mécaniques du TMA®

Les principales propriétés mécaniques des alliages titane-molybdène sont :

- le développement de forces faibles [6]
- une désactivation plus lente et une force plus constante, [6]
- une force appliquée plus précise,
- une conformation plus simple et plus précise,
- une bonne biocompatibilité,

- un module d'élasticité (environ 100 GPa) équivalent à la moitié de celui de l'acier [9]
- l'alliage est stable à la température ambiante grâce à l'ajout de molybdène [9]
- la possibilité de souder sur un arc TMA® [9].

2.4 Rappels des propriétés mécaniques des alliages Nickel-Titane

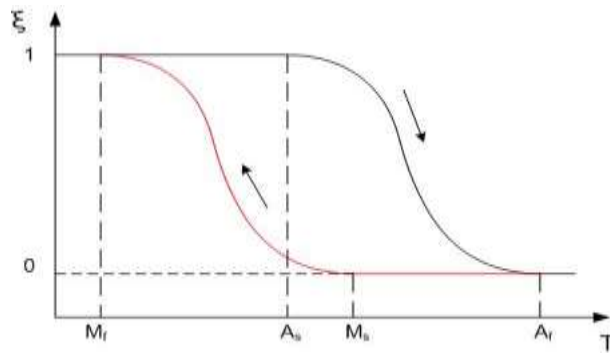
La transformation de la phase α du titane stable à froid en phase β stable à chaud s'effectue vers 885°C [9]. À température ambiante, le titane a donc une structure hexagonale compacte.

Son module de Young ($106,79 \times 10^9$ Pa) est proche de la moitié de celui des aciers inoxydables austénitiques stabilisés, mais la limite élastique (1930×10^6 Pa) est pratiquement divisée par 4 [9].

La présence de nickel abaisse la température de transformation de la phase α en phase β du titane. Le nickel stabilise la phase austénitique (phase β) du titane [9].

La phase austénitique d'un alliage nickel-titane peut se transformer en martensite sous l'effet d'une contrainte mécanique ou thermique. Cette transformation martensitique est à l'origine de trois phénomènes [9]:

- la super-élasticité
- la mémoire des formes liée à une élévation de température
- l'effet caoutchoutique.



Ms : Martensite start
Mf : Martensite finish
As : Austénite start
Af : Austénite finish

Figure 5 : Diagramme de transformation des phases du titane (AFNOR)

2.5 Applications cliniques

Les ressorts à **spires ouvertes** sont utilisés en compression, ils permettent l'augmentation de la distance entre deux dents.

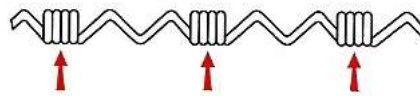


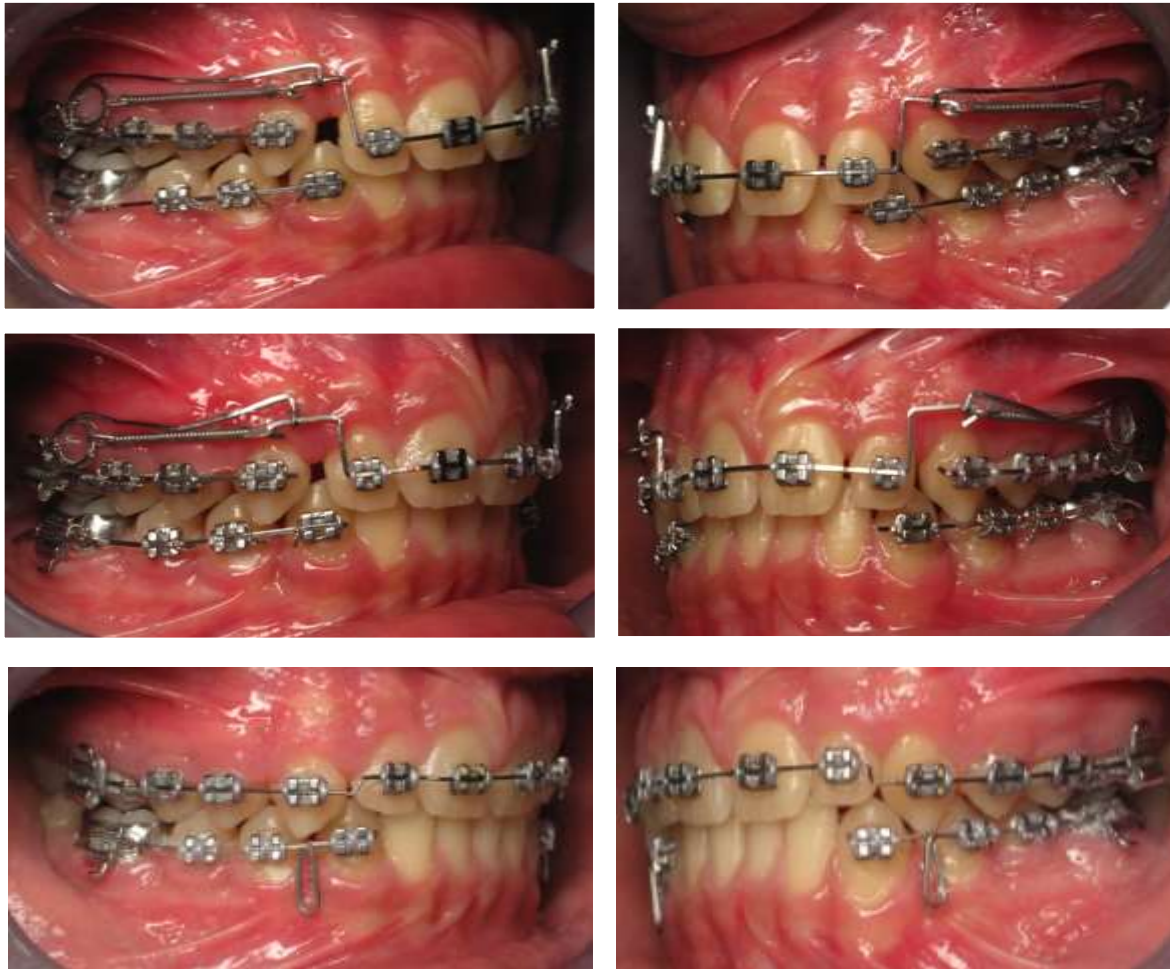
Figure 6 : Ressort à spires ouvertes

Les ressorts à **spires fermées** ont comme propriété de revenir à leur longueur initiale après un étirement modéré sans atteindre une déformation plastique du ressort. Cette propriété est des plus utile lorsque que l'on cherche à fermer des espaces d'extractions ou d'agénésies [19].



Figure 7 : Ressort à spires fermées

Ce type de ressort est utilisé en traction pour le recul de canines ou du bloc incisivo-canin par exemple.



**Figure 8 : Système d'ingression-recul incisif en technique segmentée
(Cas traité par le Dr Terrasse)**

A la différence des chaînettes élastomériques, ils ont une action prolongée dans le temps. Les chaînettes ont tendance à se désactiver et à s'étirer au bout d'un certain temps car elles se dégradent dans le milieu buccal [17].

2.6 Intérêts de ce travail

Le ressort en TMA® permet d'exercer des forces de faible intensité constantes en fonction des variations de température intra-buccale, permettant un meilleur contrôle

de la mécanique mise en jeu. Cette régularité des forces optimise ainsi le déplacement dentaire en évitant les phases de hyalinisation par compression trop importante du ligament desmodontal. De plus, du fait d'un meilleur contrôle des forces, elle prévient les risques de résorption radiculaire résultant de forces trop importantes ou incontrôlées [18].

Contrairement aux autres alliages disponibles en orthodontie, le TMA® est un alliage exempt de nickel, ainsi le risque allergique au nickel disparaît.

3 REALISATION D'UN PROTOTYPE

3.1 Prémices de la fabrication du prototype

Une pré-série de test en traction, réalisée au sein de la société Nimésis[®] sur une petite partie d'un ressort à spires ouvertes en TMA[®] déjà existant a permis de confirmer la constance des forces développées dans l'intervalle des températures rencontrées dans la cavité buccale.

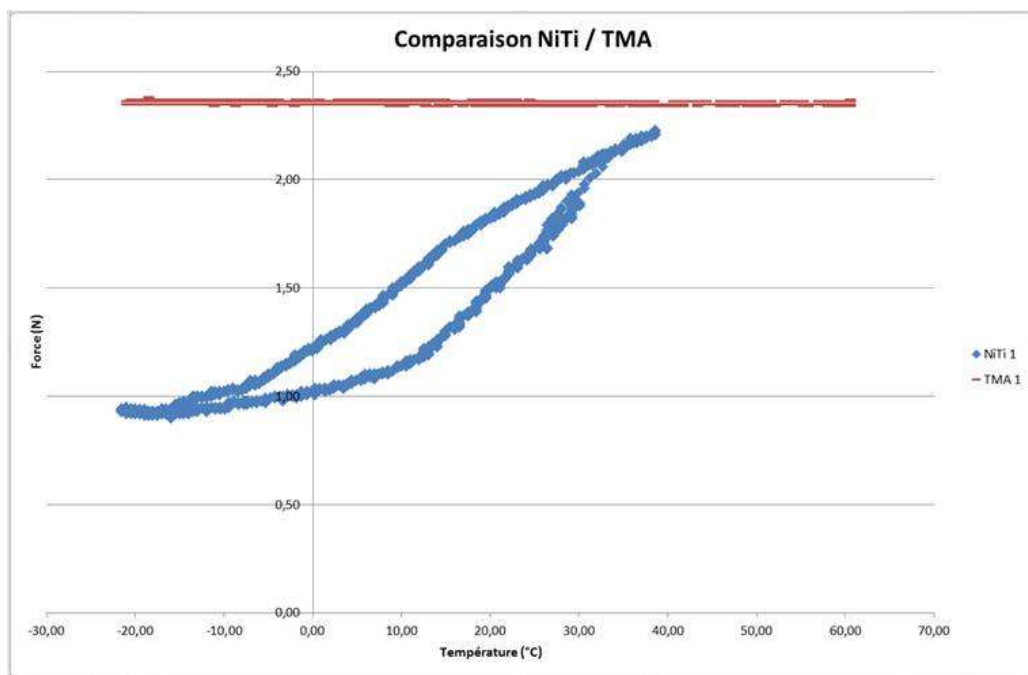


Figure 9 : Courbes des forces développées en fonction de la température entre 20°C et 40°C

Les forces développées par le TMA[®] ne sont pas influencées par la température. Ces résultats nous amènent à nous intéresser à la fabrication d'un prototype de ressort à spires serrées en alliage Titane Molybdène.

3.2 Produits actuellement disponibles

La majorité des produits en vente sur le marché est représentée par des ressorts en alliage nickel-titane ou en acier inoxydable. Chacun d'entre eux présente des caractéristiques mécaniques qui lui sont particulières. Le nickel-titane permet d'obtenir des forces douces inconstantes avec les variations de température intra-buccale. Les ressorts en acier développent des forces plus importantes, constantes quelle que soit la température.

L'objectif de ce travail est de fabriquer un ressort en titane-molybdène, développant ainsi des forces douces et non sensibles aux variations de températures.

Les fils les plus fins disponibles en TMA® ont un diamètre de 0.40 mm et une longueur de 40 cm. Les dimensions des ressorts en nickel-titane déjà existants ont 0.2 mm de diamètre.

3.3 Tréfilage

3.3.1 Définitions

Le tréfilage correspond à l'amincissement d'un fil ou barre par tirage à travers des filières de diamètres de plus en plus fin [13].

Le filage permet un amincissement du fil par poussée de la matière à travers des filières [13].

Le laminage fait passer la matière entre deux rouleaux (laminoires), l'amincissement se fait par écrasement [13].

3.3.2 Objectif du tréfilage

L'étape de tréfilage permet d'obtenir un fil de diamètre identique à ceux des fils constituant les ressorts trouvés dans le marché, c'est-à-dire 0.20 mm. Le fil de départ est

un fil TMA[®] de la société ORMCO[®] de 0.016 inch de diamètre (0,4 mm) et de 40 cm de long. Dans cette étude, le fil a été passé dans 18 filières allant de 0.43 mm à 0.20 mm.

Les filières (figure 10) proviennent de la société Mouton[®] (seul fournisseur français de filières) et sont composées de carbure de tungstène de type P³⁵. Elles possèdent un angle aigu d'entrée et un angle ouvert de sortie permettant ainsi l'amincissement (figure 11). La diminution du diamètre entre chaque filière est de 5% pour les 8 premières filières et de 2% pour les 10 dernières. Après chaque passage l'augmentation de la longueur du fil est d'environ 10%.



Figure 10 : Séquence de filières

La séquence des filières est donc la suivante (en mm) : 0.43, 0.41, 0.39, 0.37, 0.35, 0.33, 0.32, 0.30, 0.29, 0.28, 0.27, 0.26, 0.25, 0.24, 0.23, 0.22, 0.21 et 0.20.

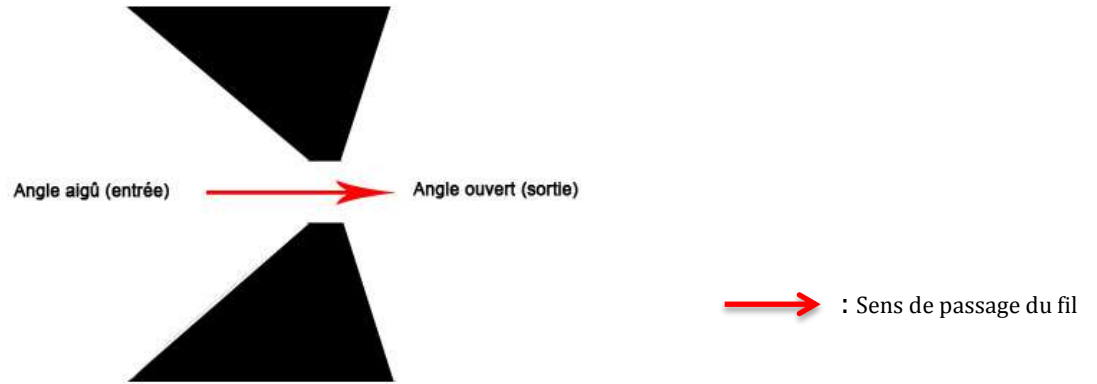


Figure 11 : Schéma d'une filière en coupe

3.3.3 Le banc de tréfilage

Le fil est étiré sur un banc de tréfilage (figure 12) composé :

- d'un porte filière
- d'un chien qui va craboter (=saisir) le fil pour l'étirer
- d'un vérin hydraulique qui va générer une force importante exprimée en bar, dans notre étude, la pression était de 40 bars.



Figure 12 : Banc de tréfilage

3.3.4 Les étapes

La première étape du tréfilage correspond à la réalisation d'une soie (figure 13) (diminution du diamètre du fil) de 2cm de long qui permettra d'engager le fil dans la première filière et de le craboter au chien.

Le fil de diamètre 0.40 mm est passé manuellement dans la filière de diamètre 0.43 afin de retirer les défauts de découpe ou les imperfections d'usinage du fil de départ.

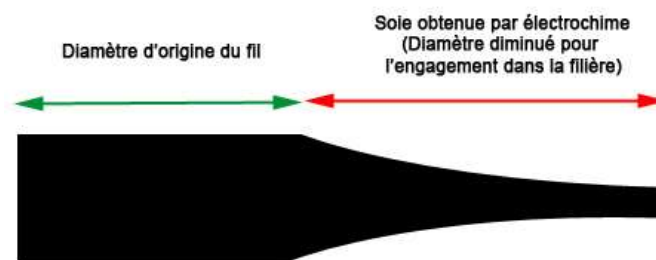


Figure 13 : Schéma de la soie

Pour les séquences suivantes, la soie est réalisée par électrochimie (figure 14) dans un mélange d'acide acétique à 80% et d'acide perchlorique à 20% avant chaque passage à travers la filière.



Figure 14 : Réalisation de la "Soie" par électrochimie

Afin de limiter les forces de friction lors du passage dans la filière et de diminuer les risques de casse du fil, ce dernier est lubrifié à l'aide de graphite ou de nitrure de Bore ou encore à l'aide d'un mélange de lubrifiant appelé Graco dont la composition est tenue secrète par le laboratoire (figure 15). La procédure de tréfilage finalement utilisée est également tenue confidentielle.



Figure 15 : Lubrification avant tréfilage

Lors du tréfilage, des recuits du fil ont été nécessaires à certaines étapes car le fil était devenu trop fin et cassant. Les températures des recuits sont également confidentielles.

3.4 Réalisation du prototype

Après chaque passage au travers d'une filière, la soie, qui a permis l'engagement, est perdue. La barrette de TMA[®] initiale qui faisait 40 cm de longueur avec un diamètre de 0.40 mm a permis d'obtenir, après tréfilage, une barrette de 40 cm de TMA[®] de diamètre 0.20 mm.

Le fil obtenu est ensuite engagé dans une machine à enrouler les ressorts par la société Nimésis®. Un ressort aux caractéristiques physiques similaires aux ressorts disponibles dans le commerce a ainsi été obtenu.



Figure 16 : Prototype du ressort

4 CARACTERISATION DU RESSORT

4.1 Matériel

4.1.1 Ressorts

Quatre types de ressorts ont été comparés : le premier est un ressort en nickel-titane fourni par la société RMO[®], le second est un ressort nickel-titane de la société Ormco[®], le troisième est un ressort en acier de la société AO[®], enfin, le dernier ressort est le prototype en titane-molybdène.

Tableau I : Caractéristiques des ressorts

	Ressort RMO[®]	Ressort ORMCO[®]	Ressort AO[®]	Prototype
Alliage	Nickel-Titane	Nickel-Titane	Acier Inoxydable	Titane-Molybdène
Diamètre du fil en mm	0.25	0.25	0.21	0.20
Longueur totale en mm	12	8	12	12
Longueur active en mm/ spires actives	7 / 30	3 / 13	7 / 30	7 / 28
Diamètre du ressort en mm	1.17	1.10	1.31	1.19

Chaque extrémité des ressorts se termine par un œillet en acier. Ces derniers seront les points d'ancrage lors des essais de traction.



Figure 17 : Oeillet de fixation

4.1.2 Le banc d'essai de traction

Les expérimentations ont été réalisées au sein du laboratoire LEM3 du CIRAM de Metz avec l'aide de Mr LAHEURTE et de Mr PELETIER. Le banc d'essai est constitué d'une machine de traction, d'un bain d'eau thermostatée et d'un ordinateur équipé du logiciel LabView® permettant le recueil les données (figure 18).

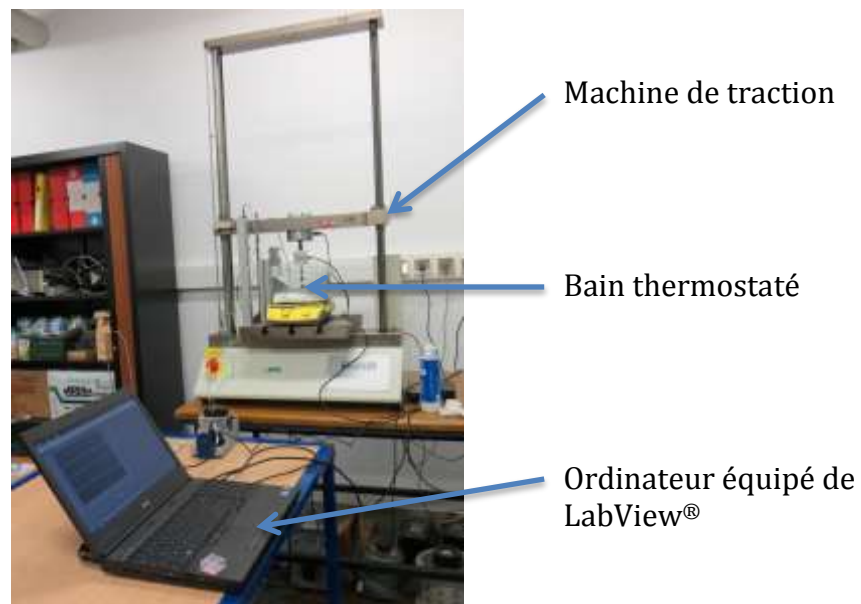


Figure 18 : Vue d'ensemble du banc d'essai

4.1.2.1 La machine de traction

La machine de traction étire le ressort à la longueur souhaitée puis le relâche pour revenir à la position de départ. L'étirement et le relâchement sont réalisés à une vitesse constante définie de 1mm par minute. Le déplacement est mesuré par une cellule optique de mesure du déplacement. Une des extrémités du ressort testé est fixée à la machine par son œillet d'ancrage. Une microsonde de force enregistre la force exercée par le ressort et la transmet au logiciel de mesure (figure 19).



Figure 19 : Particularités de la machine de traction

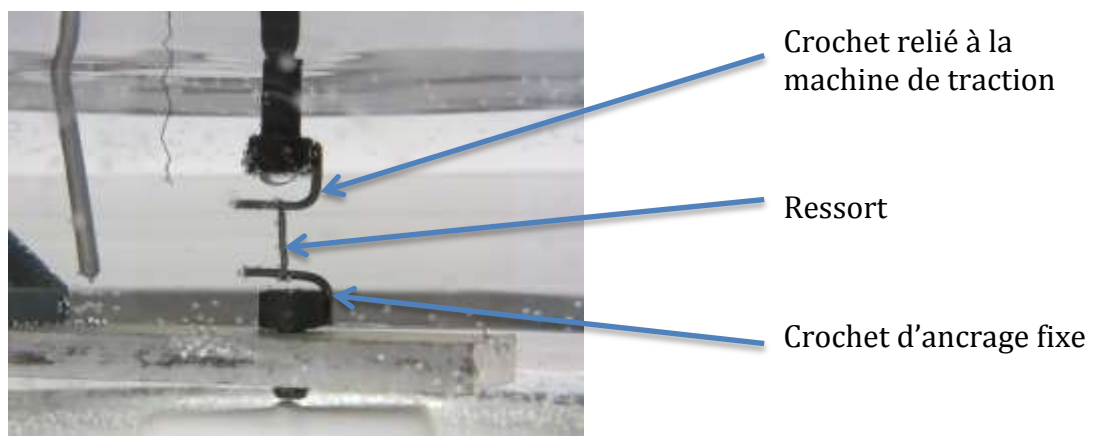


Figure 20 : Système de fixation du ressort

4.1.2.2 Le bain thermostaté

Le bain thermostaté (figure 21) est composé d'une cuve en verre remplie d'eau distillée. Au fond de la cuve se trouve un crochet fixe sur lequel vient s'ancrer l'autre extrémité du ressort. La température de la cuve est contrôlée par un thermocouple de régulation qui mesure en permanence la température et en informe l'unité de chauffage située sous la cuve. Cette dernière ajuste la température de l'eau en la chauffant ou en la laissant se refroidir. Un deuxième thermocouple d'acquisition est relié à l'ordinateur pour l'informer de la température dans la cuve. L'eau est en permanence agitée pour assurer une homogénéité de la température dans la cuve.



Figure 21 : Bain thermostaté

4.2 Méthodes de caractérisation expérimentale par essai de traction

Les ressorts sont étirés de 10 mm puis relâchés, à une vitesse constante de 1mm par minute. Ce test est réalisé dans un bain d'eau thermostatée et agitée à 5°C, 35°C et 50°C, températures observées dans la cavité buccale. Il est possible de mesurer la force développée par chaque ressort à la mise en tension et lors de la diminution de celle-ci. Des courbes force/étirement en fonction de la température sont ainsi obtenues.

5 RESULTATS

Pour chaque type de ressort, un seul ressort a été testé à 5°C puis 35°C et 55°C. L'unique prototype n'a pas permis la réalisation de plusieurs séries de tests sur le ressort.

5.1 Les ressorts en alliage nickel-titane

5.1.1 Le ressort en nickel-titane de la société RMO®

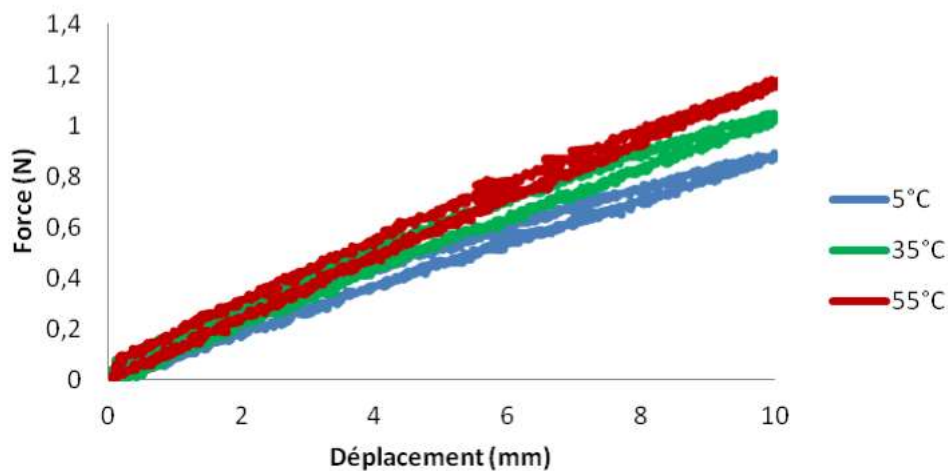


Figure 22 : Rapport force/déplacement en fonction de la température pour le ressort RMO®

Au cours de l'essai de traction à différentes températures, le ressort RMO® développe un rapport contrainte/déformation plutôt rectiligne. La courbe ne met pas en évidence de palier superélastique pour ce ressort. Les trajets à la charge et à la décharge du ressort semblent identiques. Il n'existe pas de déformation permanente sur le ressort à la fin de l'essai. Par contre il existe une augmentation de la force développée en fonction de la température : force à 55°C > force à 35°C > force à 5°C (figure 22).

Tableau II : Forces développées par le ressort RMO[®]

Température en °C	5	35	55
Force Max en N	0.8	1	1.2

5.1.2 Le ressort en nickel-titane de la société Ormco[®]

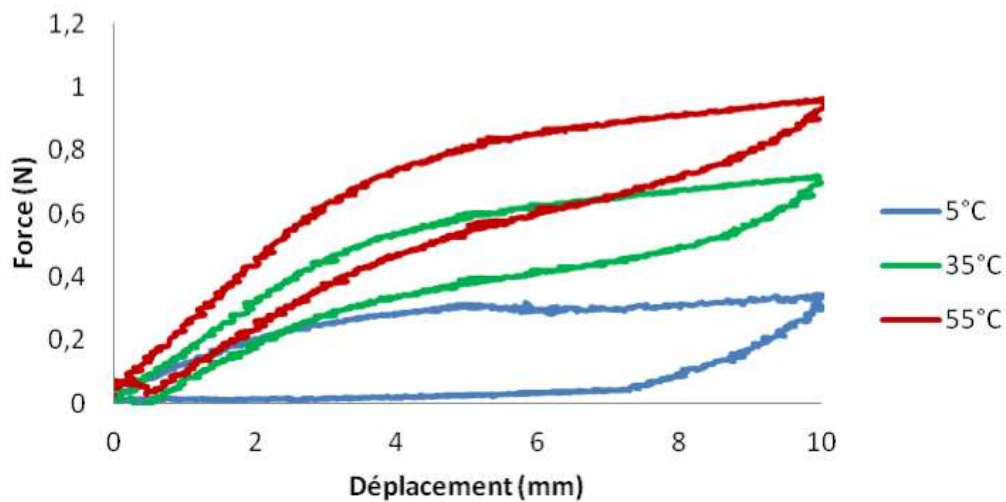


Figure 23 : Rapport force/déplacement en fonction de la température pour le ressort Ormco[®]

Le rapport contrainte/déformation du ressort Ormco[®] n'est pas rectiligne. En effet ce ressort montre un plateau superélastique. Le chemin pour retrouver sa position initiale n'est pas le même que lors de la mise en tension du ressort. Il existe une importante augmentation des niveaux de force avec l'augmentation de la température : force à 55°C > force à 35°C > force à 5°C (figure 23).

Tableau III : Forces développées par le ressort Ormco®

Température en °C	5	35	55
Force Max en N	0.3	0.7	1

5.2 Le ressort en acier de la société AO®

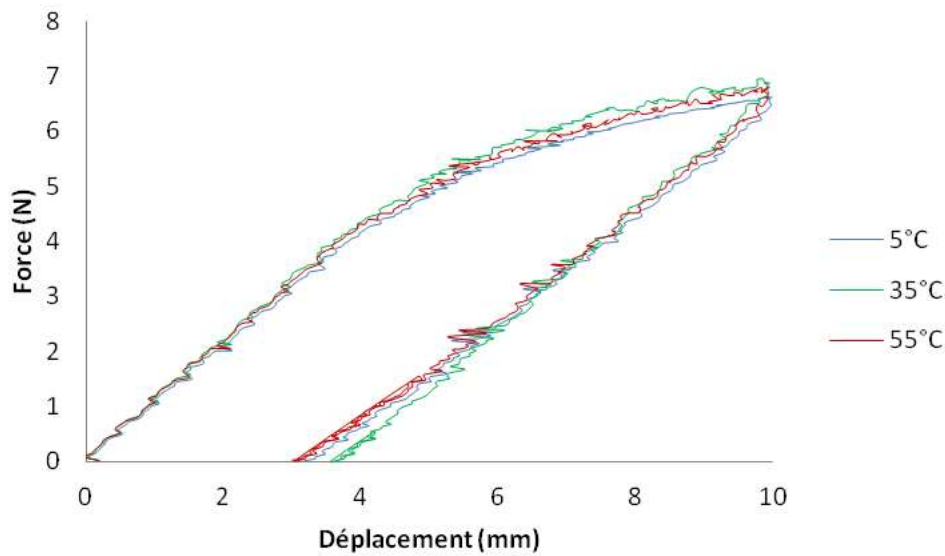


Figure 24 : Rapport force/déplacement en fonction de la température pour le ressort AO®

Le rapport contrainte/déformation du ressort en acier ne décrit pas une courbe rectiligne. Le trajet à la charge et à la décharge n'est pas identique, de plus il existe une déformation permanente de 3 mm du ressort à la fin de l'essai. L'intensité des niveaux de forces est inchangée avec les variations de températures : force à 55°C = force à 35°C = force à 5°C (figure 24).

Tableau IV : Forces développées par le ressort AO[®]

Température en °C	5	35	55
Force Max en N	7	7	7

5.3 Le prototype en alliage titane-molybdène

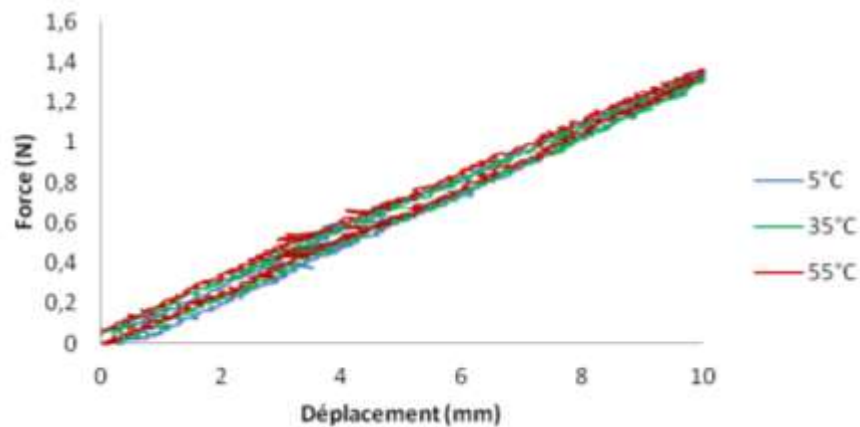


Figure 25 : Rapport force/déplacement en fonction de la température pour le prototype

Le rapport contrainte/déformation du ressort en TMA[®] est rectiligne. Les chemins de charge et de décharge du ressort sont identiques. Il n'existe pas de déformation permanente du ressort à la fin des essais ni de variation des niveaux de forces en fonction de la température : force à 55°C = force à 35°C = force à 5°C (figure 25).

Tableau V : Forces développées par le prototype

Température en °C	5	35	55
Force Max en N	1.4	1.4	1.4

6 DISCUSSION

6.1 Le banc d'essai

Le banc d'essai mis a disposition permet d'obtenir des résultats satisfaisants. En effet, conformément à la bibliographie [11], il a permis la réalisation des expérimentations, aux températures souhaitées (5°C, 35°C et 55°C) grâce au bain thermostaté.

Toutefois, certaines modifications peuvent être proposées afin d'améliorer le montage. Afin de se rapprocher le plus possible du milieu buccal, l'eau distillée aurait ainsi pu être remplacée par de la salive artificielle. Il aurait également été intéressant d'étudier l'évolution des forces développées au cours d'une plus large série de variations de températures sur de longues durées d'activation afin d'être dans les conditions normales d'utilisation d'un ressort orthodontique [15].

Dans l'avenir un plus grand nombre de ressorts sera testé pour obtenir une meilleure représentativité et confirmer ces résultats. Le but de cette étude est de caractériser ce prototype.

6.2 Les comparatifs

6.2.1 Comparaison avec le ressort en acier

Les courbes montrent que l'acier développe des forces nettement supérieures à celles des autres ressorts. La force maximale de ce ressort est de 7 Newton. De tels résultats ont également été décrits dans la littérature [3,4,10]. Ces forces élevées peuvent être à l'origine de phases de hyalinisation ralentissant voire stoppant le déplacement dentaire. Elles orientent ainsi le clinicien vers des ressorts développant des forces plus douces, autorisant des mouvements réguliers. Les forces développées par les ressorts nickel-titane et titane-molybdène semblent plus adaptées.

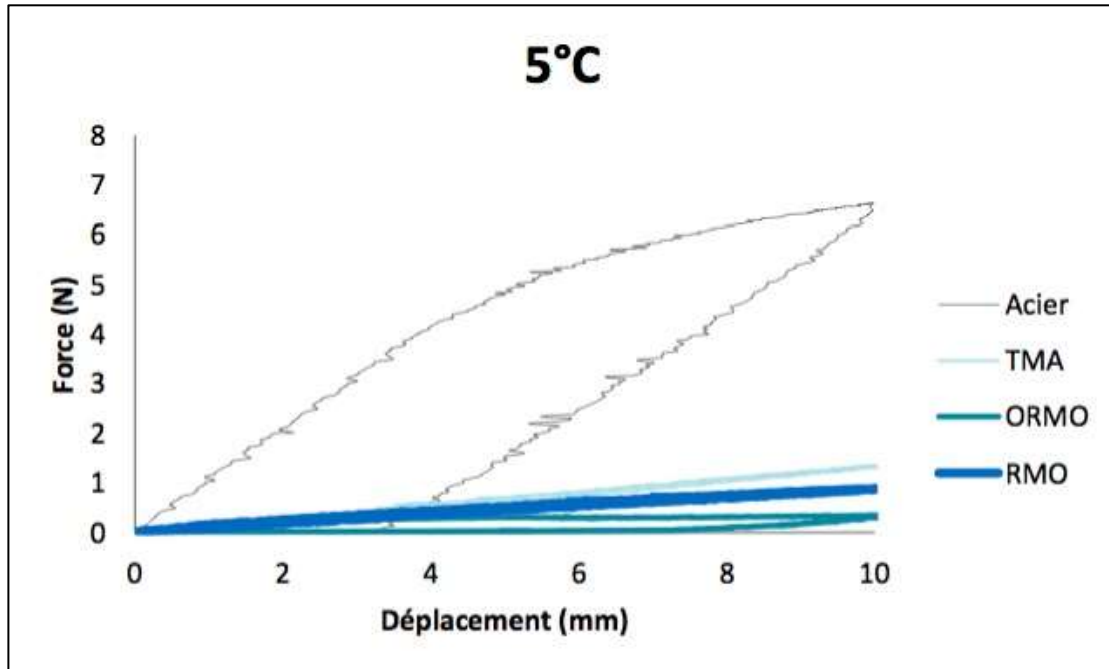


Figure 26 : Comparaison de l'acier avec les autres alliages à 5°C

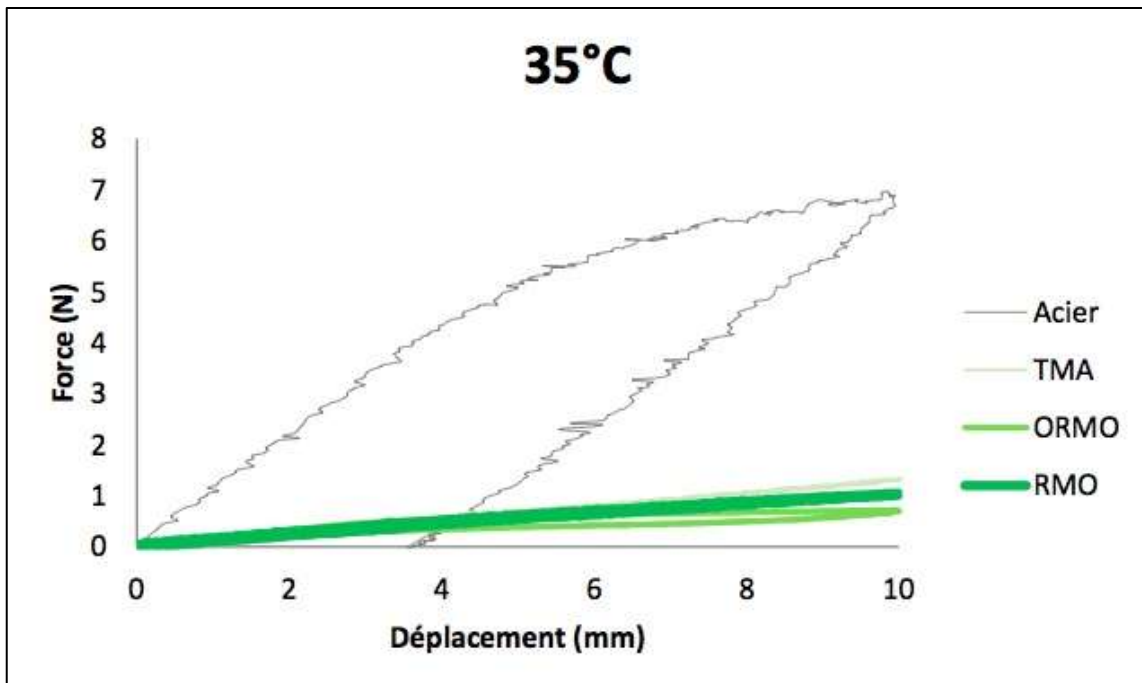


Figure 27 : Comparaison de l'acier avec les autres alliages à 35°C

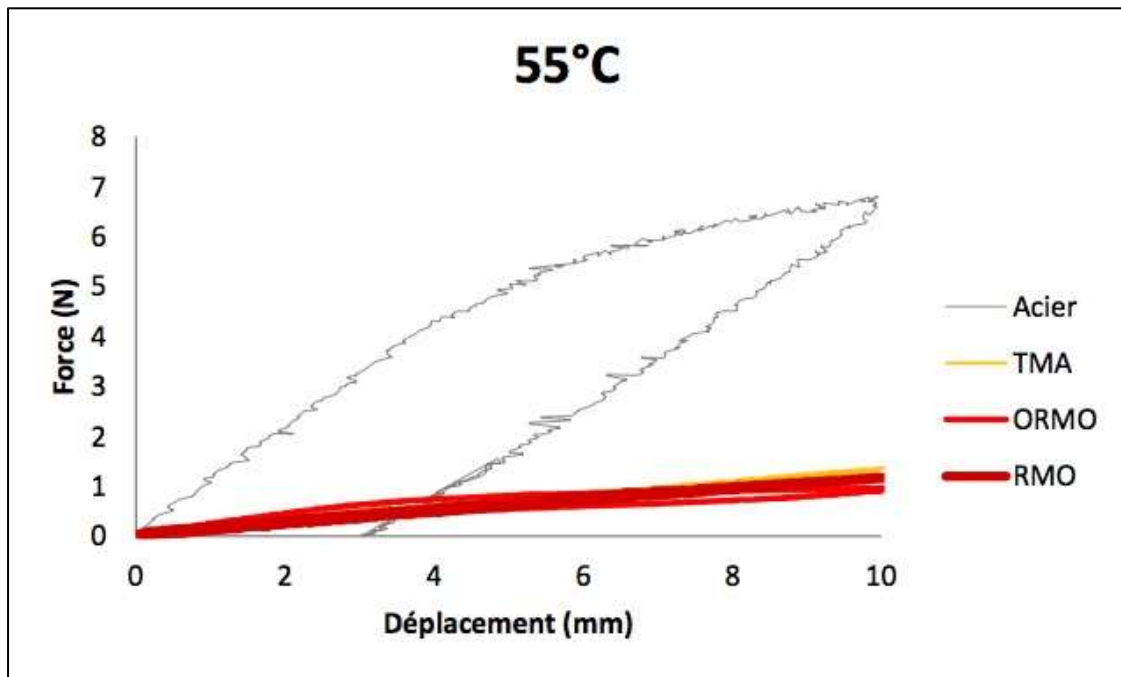


Figure 28 : Comparaison de l'acier avec les autres alliages à 55°C

L'avantage du ressort en titane-molybdène est de développer une force constante quelles que soient les températures rencontrées dans la cavité buccale.

6.2.2 Comparaison avec les ressort en nickel-titane

Les trois ressorts développent des forces dites douces, favorables à un déplacement dentaire optimum. Ils n'ont cependant pas tous le même comportement en fonction des variations de températures buccale [11].

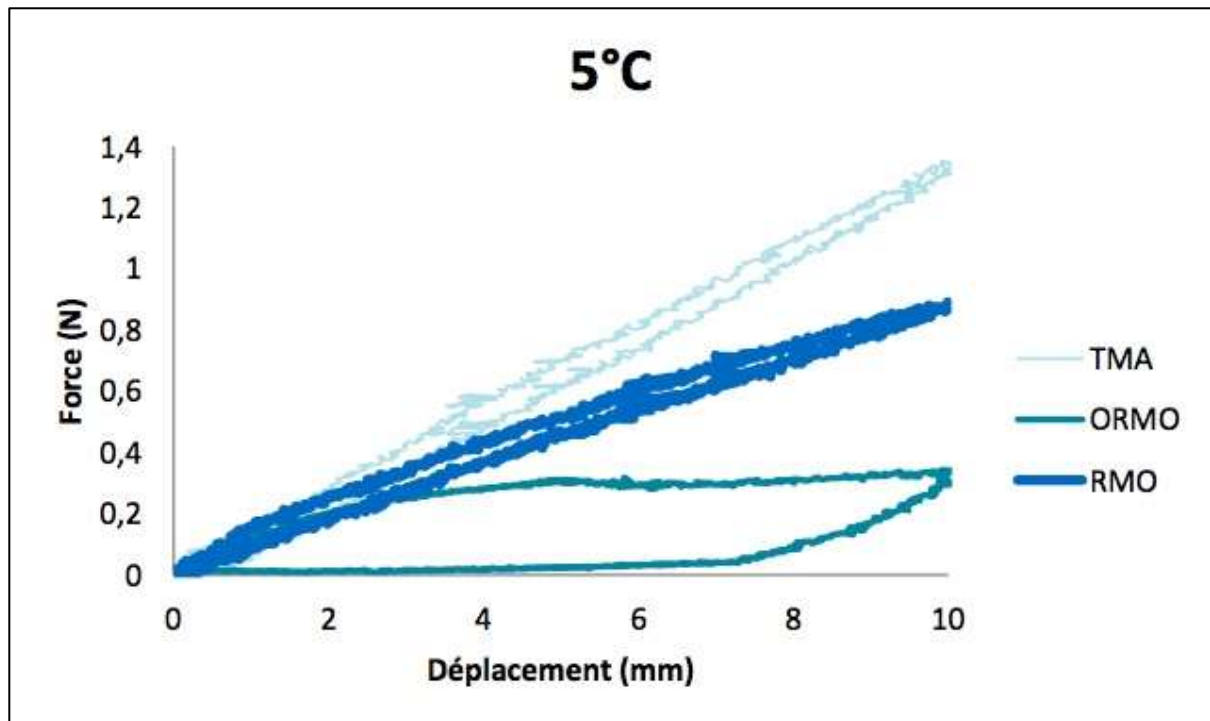


Figure 29 : Comparatif des forces à 5°C

A 5°C, les trois ressorts développent des forces douces. Tous les ressorts en nickel-titane ne développent pas le même type de force. Le ressort RMO® ne possède pas de plateau superélastique à la différence du ressort Ormco®. Cependant il est à noter que ce dernier ne développe quasiment plus de forces en fin de décharge. Le ressort en TMA®, lui, exerce une force proportionnelle à son étirement.

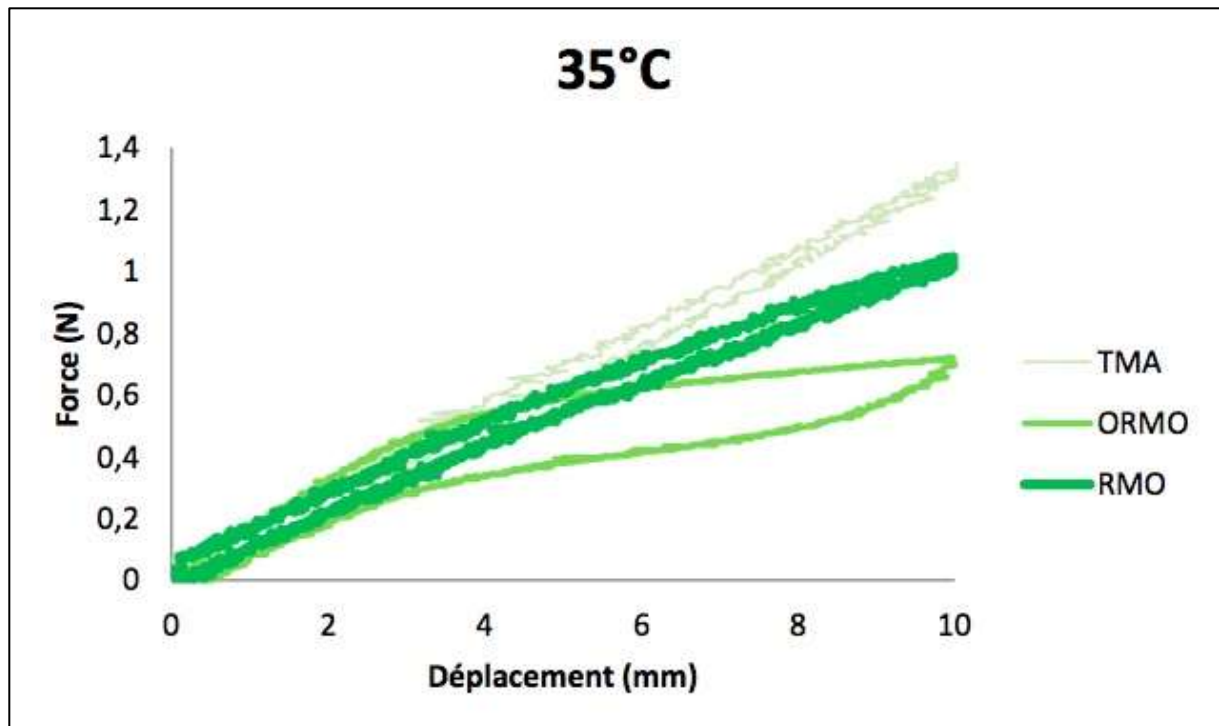


Figure 30 : Comparatif des forces à 35°C

A 35°C, les trois ressorts exercent toujours des forces douces avec toujours une différence entre les deux ressorts en nickel-titane. Il existe également une augmentation des forces développées par les ressorts RMO® et Ormco® entre 5 et 35°C. La pente du ressort RMO® se rapproche sensiblement de celle du prototype. Les forces du ressort Ormco® sont similaires à celles du ressort en TMA® pour un étirement compris entre 2 et 4mm. Le prototype conserve le même comportement avec une pente inchangée pour une température entre 5°C de 35°C.

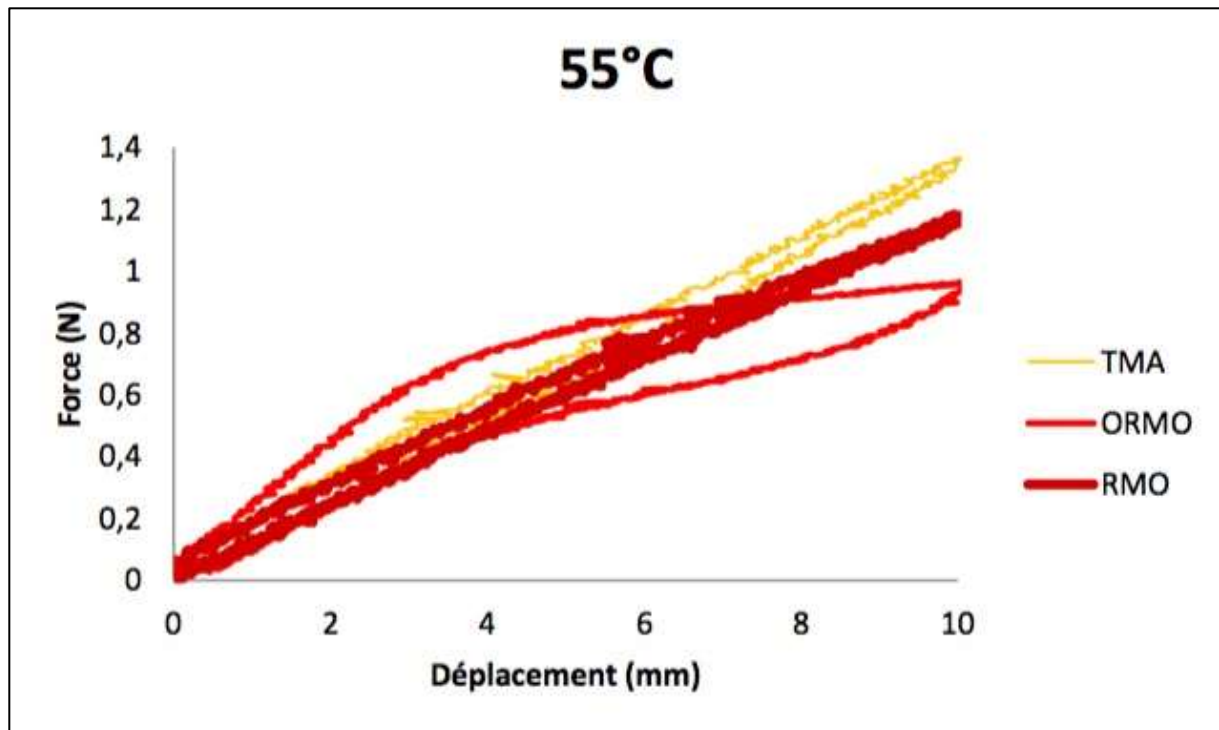


Figure 31 : Comparatif des forces à 55°C

A 55°C, le comportement de ressort RMO[®] est quasiment semblable à celui du prototype. Les forces développées par le ressort Ormco[®] sont supérieures à celles du prototype pour un étirement compris entre 0,5 et 6mm. Le prototype conserve le même comportement entre 5 et 55°C.

Les ressorts nickel-titane ont donc des comportements totalement différents avec les variations de température [11]. Ce type de ressort présente une grande variabilité de comportement en fonction des fabricants. Le ressort RMO[®] conserve un rapport contrainte/déplacement rectiligne sans plateau superélastique [11] et la pente de ce rapport se rapproche sensiblement de celle du prototype avec l'augmentation de température.

Le ressort Ormco® montre de grandes variations avec l'augmentation de température. Il développe des forces quasiment nulles à basse température, et des forces supérieures à celles du prototype à température élevée.

Le ressort en titane-molybdène quant à lui ne présente aucune variation de comportement avec l'augmentation de température. Son rapport contrainte/déplacement reste rectiligne avec une pente se rapprochant des autres ressort.

Les avantages de ce ressort sont donc de procurer des forces douces, mais surtout de ne présenter aucune variation de l'intensité de ses forces avec les variations de températures intra buccale.

6.3 Notion de force optimale

Le déplacement d'une ou plusieurs dents dépend de nombreux facteurs tels que l'anatomie radiculaire (très variable, pouvant être différente entre deux dents homologues controlatérales) ou l'environnement parodontal (qualité et quantité d'os, qualité de l'attache desmodontale, santé parodontale...). La force appliquée génère une pression différente en fonction de la surface radiculaire : l'apparition d'une phase de hyalinisation dépend de ce rapport pression/surface radiculaire. Chaque cas est unique et ne peut pas faire l'objet d'une quantification précise de la force à appliquer. Certains auteurs en ont proposé des estimations lors de différents tests [8]. Néanmoins il reste difficile pour le praticien de quantifier précisément la force appliquée sur chaque dent. La notion de force optimale nécessaire au déplacement dentaire ne peut être généralisée.

7 CONCLUSION

Les variations de la température intra-buccale imposent des contraintes importantes aux dispositifs orthodontiques. Aujourd'hui, la fermeture d'espaces d'extractions ou d'agénésies peut être réalisée à l'aide de ressorts en alliage nickel-titane, qui produisent des niveaux d'intensité de force variables en fonction de la température intra-buccale [11], de ressorts en acier inoxydable appliquant des forces d'intensité trop élevée, ou de chainettes élastomériques dont l'efficacité est nulle après quinze jours dans la cavité buccale [17]. Afin de proposer une alternative aux ressorts en alliage nickel-titane, aux ressorts en acier inoxydable et aux chainettes élastomériques actuellement disponibles sur le marché, un prototype de ressort en alliage titane-molybdène a été élaboré.

Les étapes de réalisation du prototype ont été nombreuses depuis le tréfilage jusqu'à l'obtention du ressort.

Le ressort obtenu remplit le cahier des charges. En effet, le rapport contrainte/déformation du ressort en titane-molybdène est constant. Il n'existe pas de déformation permanente résiduelle du ressort, ni de variation des niveaux de forces en fonction de la température : force à 55°C = force à 35°C = force à 5°C. Le ressort développe des forces d'intensité légère. Ces paramètres permettent d'optimiser les déplacements dentaires et de mieux les contrôler.

Une production à grande échelle de ce prototype de ressort permettra de valider définitivement les caractéristiques du ressort. Le ressort devra être caractérisé sur de longues durées d'activation et testé in-vivo pour être confronté aux conditions réelles présentes dans la cavité buccale.

8 BIBLIOGRAPHIE

1. APPROCHE DE LA STRUCTURE DES CRISTAUX [Consul

<http://gfev.univ-tln.fr/cristallo/compact.htm>

2. BARON R.

Histophysiologie des réactions tissulaires au cours du déplacement orthodontique

In CHATEAU M. – Orthopédie Dento-Faciale Tome I / M. Chateau.

Paris : Ed. CdP, 1992, 328-364

3. BARWART O.

The effect of temperature change on the load value of Japanese NiTi coil Springs in the superelastic range

Am. J. Orthod., 1996, 110, 5, 553-558

4. BOSHART B.

Load-deflection rate measurements of activated open and closed coil Springs

Angle Orthod., 60, 1, 27-32

5. BOURKE A.

Force characteristics of nickel-titanium open-coil Springs

Am. J. Orthod., 2010, 138, 2, 142-148

6. BURSTONE C. & GOLDBERG A.

Beta titanium : A new orthodontic alloy

Am. J. Orthod., 1980, 77, 2, 121-132

7. BRAUCHLI L.

Force of 23 nickel-titanium open-coil Springs in compression testing

Am. J. Orthod., 2011, 139, 5, 601_605

8. DORIGNAC D. et al.

Biomécanique orthodontique et notion de force légère

EMC, Paris (Elsevier Masson SAS), Odontologie/Orthopédie dento-faciale, 23-490-B-10, 2008

9. FILLEUL M.P.

Les fils orthodontiques, propriétés mécaniques.

In CHATEAU M. – Orthopédie Dento-Faciale Tome I / M. Chateau.

Paris : Ed. CdP, 1992, 299-310

10. FRAUNHOFER J.

Force génération by orthodontic coil Springs

Angle Orthod., 1993, 63, 2, 145-148

11. LANGERON T.
Incidences des variations de la température buccale sur l'action des ressorts à boudin en alliage nickel-titane.
Mémoire de CECSMO, 1999, Paris V
12. LANGLADE M.
Thérapeutique orthodontique
Ed. Maloine, 1986
13. LAROUSSE

<http://www.larousse.fr>
14. MAGANZINI A.
Forces of Various Nickel Titanium Closed Coil Springs
Angle Orthod., 2010, 80, 1, 182-187
15. MANHARTSBERGER C.
Force delivery of Ni-Ti coil Springs
Am. J. Orthod., 1996, 109, 1, 8-21
16. MOORE R.J. et Al.
Intra-oral temperature variation over 24 hours
Eur. J. Orthod., 1999, 21, 249-261
17. PIC A.
Les matériaux élastomériques
Orthod. Fr., 2009, 80, 1, 55-68
18. SAMADET V., BACON W.
Les résorptions radiculaires : facteurs de risque et attitudes thérapeutiques.
Rev. Orthop. Dento. Fac., 2007, 41, 263-293
19. SAMUELS R.
A clinical study of space closure with nickel-titanium closed coil springs and an elastic module
Am. J. Orthod., 1998, 114, 1, 73-79
20. SUEUR S.
Les réactions tissulaires au cours des déplacements dentaires orthodontique
Rev. Orthop. Dento. Fac., 1967, 1, 2, 58-95

TERRASSE Jean-Maxime

Réalisation d'un ressort insensible aux variations de température intra-buccale

2014 – Nancy – 41 pages

Directeur de mémoire : Pr Marie-Pierryle FILLEUL

Mémoire : CECSMO, Nancy, 2014

Résumé

Objectifs : Les ressorts composés d'un alliage en nickel-titane génèrent une force de traction d'intensité variable en fonction des variations de la température intra-buccale. La détérioration des chainettes élastomériques dans la cavité intra-buccale entraîne une diminution rapide de l'intensité de leur force. L'objectif est de mettre au point un ressort capable de produire une force d'intensité constante en fonction des variations de température intra-buccale et du temps.

Matériel et méthodes : 4 types de ressorts sont comparés : un ressort en nickel-titane fourni par la société RMO[®], un ressort en nickel-titane de la société Ormco[®], un ressort en acier de la société AO[®] et un prototype en titane-molybdène. Les tests réalisés sur un banc d'essai de traction mesurent la force développée par chaque ressort lors de la mise en tension et lors de la diminution de celle-ci aux températures de 5°C, 35°C et 50°C (températures observées dans la cavité buccale).

Résultats : Les courbes force/étirement en fonction de la température montrent que :

- Les ressorts en acier développent des forces nettement supérieures à celles des autres ressorts.
- Les ressorts en nickel-titane développent des forces différentes en fonction des variations de la température et une grande variabilité de comportement en fonction des fabricants.
- Le ressort en titane-molybdène permet de développer une force constante quelles que soient les températures rencontrées dans la cavité buccale.

Conclusion : Le ressort prototype en alliage titane-molybdène développe des forces d'intensité légère et constante. Il n'existe pas de déformation permanente résiduelle du ressort, ni de variation des niveaux de forces en fonction de la température.

Mots clés : Orthodontie, Ingénierie

Adresse de l'auteur :

TERRASSE Jean-Maxime 21 avenue Robert Schuman 57000 METZ