



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

DU TRAITEMENT THERMIQUE DES ARCS NICKEL TITANE CUIVRE

Présenté et soutenu le 15 décembre 2014

par

Benoît EGLOFF

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 Professeur Bacon et madame le Docteur Bocquet,

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 portés à ce travail. Trouvez ici le témoignage de notre reconnaissance et de notre estime.

SOMMAIRE

1	INTRODUCTION	1
1.1	RAPPELS	1
1.1.1	DEFINITION DES FILS ORTHODONTIQUES	1
1.1.2	PROPRIETES DES ALLIAGES NICKEL-TITANE-CUIVRE	2
1.2	HISTORIQUE	6
1.3	INTERET	8
1.4	OBJECTIFS	10
2	MATERIEL ET METHODES	11
2.1	MATERIEL	11
2.2	METHODES	11
2.2.1	ANALYSE DES SECTIONS DES FILS	11
2.2.2	CALCUL DU JEU ARC ATTACHE	12
2.2.3	ANALYSE DES DEFORMATIONS DES FILS OBTENUES AVEC LE BANC DE CONFORMATION	13
2.2.4	ANALYSE DES PROPRIETES MECANIQUES PAR ESSAI DE TORSION	17
2.2.5	ANALYSE DES RESULTATS	19
3	RESULTATS	20
3.1	ANALYSE DES SECTIONS DES FILS	20
3.1.1	MESURES	20
3.1.2	CONCLUSIONS	22
3.2	ANALYSE DES ANGLES	23
3.2.1	MESURES	23
3.2.2	CONCLUSIONS	24
3.3	ESSAI DE TORSION	25
3.3.1	MESURES	25

3.3.2	CONCLUSIONS	26
-------	-------------------	----

4	DISCUSSION	27
----------	-------------------	-----------

4.1	METHODE	27
------------	----------------------	-----------

4.1.1	TRAITEMENT THERMIQUE	27
-------	----------------------------	----

4.1.2	BANC D'ESSAI EN TORSION	28
-------	-------------------------------	----

4.2	RESULTATS	29
------------	------------------------	-----------

4.2.1	SECTION DES FILS ET JEU ARC ATTACHE	29
-------	---	----

4.2.2	TRAITEMENT THERMIQUE ET ANGLE IMPOSE	29
-------	--	----

4.2.3	COMPORTEMENT EN TORSION DES FILS	30
-------	--	----

5	CONCLUSIONS	32
----------	--------------------	-----------

ANNEXE.....	33
--------------------	-----------

TABLE DES ILLUSTRATIONS.....	36
-------------------------------------	-----------

BIBLIOGRAPHIE	37
----------------------------	-----------

1 INTRODUCTION

1.1 RAPPELS

1.1.1 DEFINITION DES FILS ORTHODONTIQUES

Un fil orthodontique (Figure 1) 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, 13). Lorsqu'un segment de fil s'est vu conférer la forme d'une arcade dentaire, on parle d'arc (SFODF, 34).



Figure 1 – Exemple d'utilisation clinique du fil orthodontique (illustration personnelle)

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 al., 18).

1.1.2 PROPRIETES DES ALLIAGES NICKEL-TITANE-CUIVRE

➤ TRANSFORMATION MARTENSITIQUE

La transformation martensitique est un changement de phase à l'état solide qui conduit à une déformation de cisaillement du réseau cristallin (JORDAN et al., 18). Une phase correspond aux parties de l'alliage de structure cristallographique homogène, la phase étant caractérisée par la structure (AFNOR, 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 al., 18).

Ces alliages possèdent donc au moins deux états structuraux, l'un de haute température appelé "austénite" et l'autre de basse température appelé "martensite", les deux phases considérées appartenant 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 al., 18).

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

➤ TEMPERATURES CARACTERISTIQUES

Le passage d'une phase à l'autre étant fonction de la température, les métallurgistes ont pris l'habitude de définir de façon théorique quatre températures (ou points) critiques dans ce processus (Figure 2) :

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

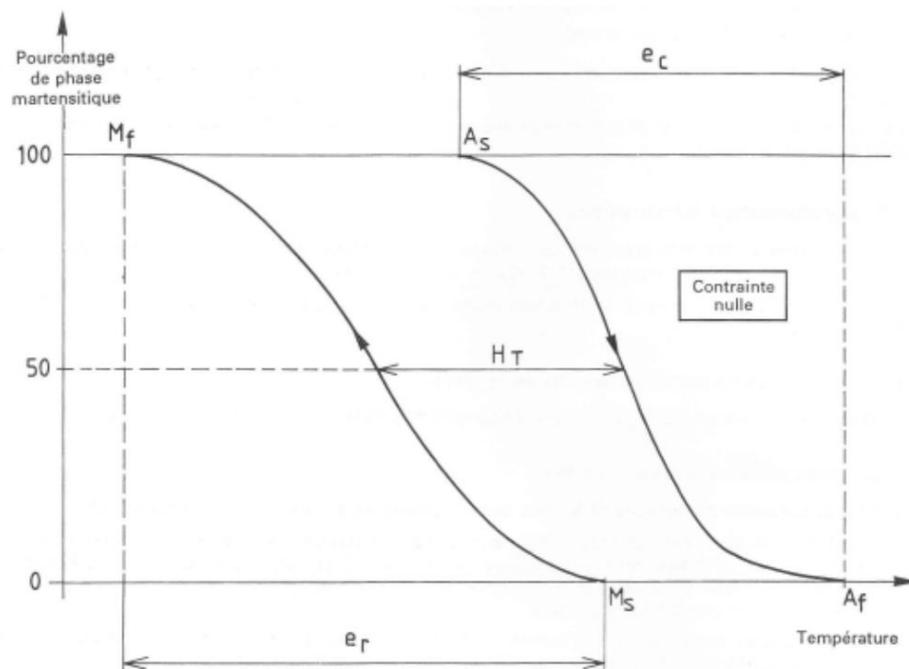


Figure 2 - Températures de transformation des alliages nickel-titane, d'après l'AFNOR (1)

Ces températures caractéristiques de l'alliage sont définies à contrainte nulle. Sous contrainte, ces températures sont modifiées typiquement de quelques dixièmes de degrés kelvin par méga pascal. Ces températures dépendent principalement de la composition chimique mais aussi de l'histoire thermomécanique de l'alliage (AFNOR, 1).

➤ **EFFET MEMOIRE DE FORME**

Un alliage métallique possède une mémoire de forme (Figure 3) si, après déformation permanente à basse température, il retrouve sa forme initiale par simple chauffage (AFNOR, 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 actuellement disponibles à température buccale. A ce jour il n'est pas possible d'utiliser l'effet mémoire de forme dans la cavité buccale (FILLEUL, 13 ; KANTER, 19).

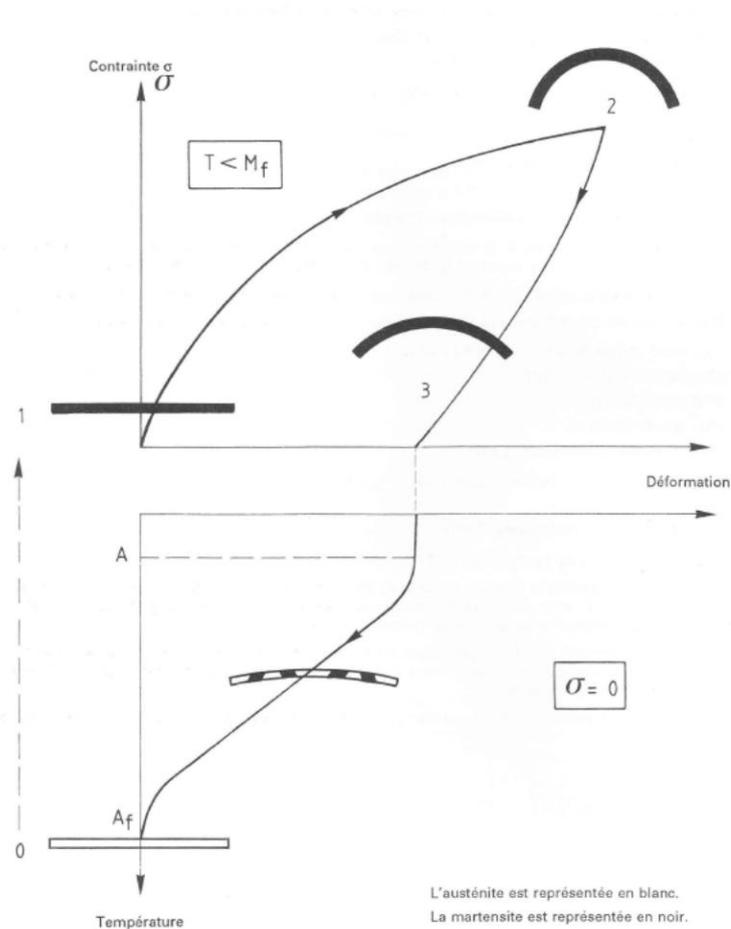


Figure 3 - Effet mémoire de forme, d'après l'AFNOR (1)

➤ EFFET SUPER-ELASTIQUE

Un alliage à mémoire de forme à une température constante supérieure à sa température A_f est sous forme d'austénite. 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 et se traduit par la présence sur le diagramme contrainte/déformation d'un plateau horizontal lors de l'activation et de la désactivation (Figure 4).

La martensite apparaît à partir d'une contrainte critique σ_c et disparaît à contrainte plus faible en raison de l'hystérésis. La contrainte critique croît linéairement avec la température d'essai (AFNOR, 1).

Le plateau de désactivation est particulièrement intéressant pour un orthodontiste puisqu'il lui permet d'exercer sur les dents une contrainte relativement constante sur une plage importante de déformation.

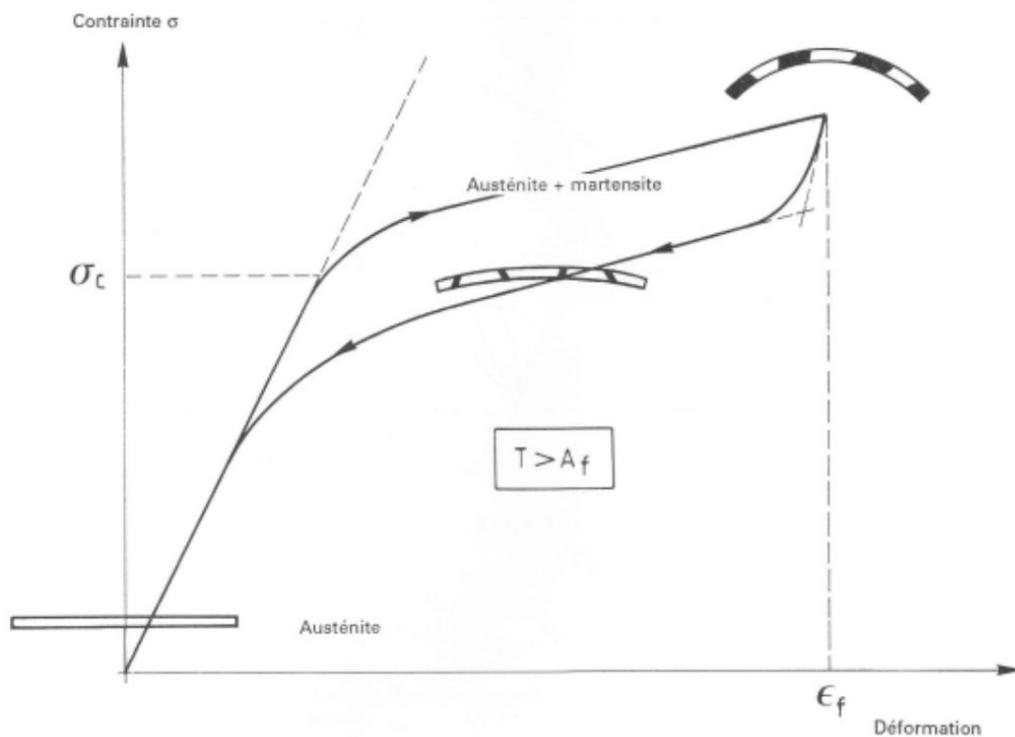


Figure 4 - Effet super-élastique, d'après l'AFNOR (1)

➤ EFFET CAOUCHOUTIQUE

Pour un alliage à mémoire de forme soumis à une température constante inférieure à M_f , la déformation de la martensite due à la réorientation des variantes est partiellement réversible: passage de l'état 2 à l'état 3 (Figure 5). À partir de l'état prédéformé ainsi obtenu (état 3), l'effet caoutchoutique correspond au passage réversible entre les états 3 et 2, ou 3 et 4.

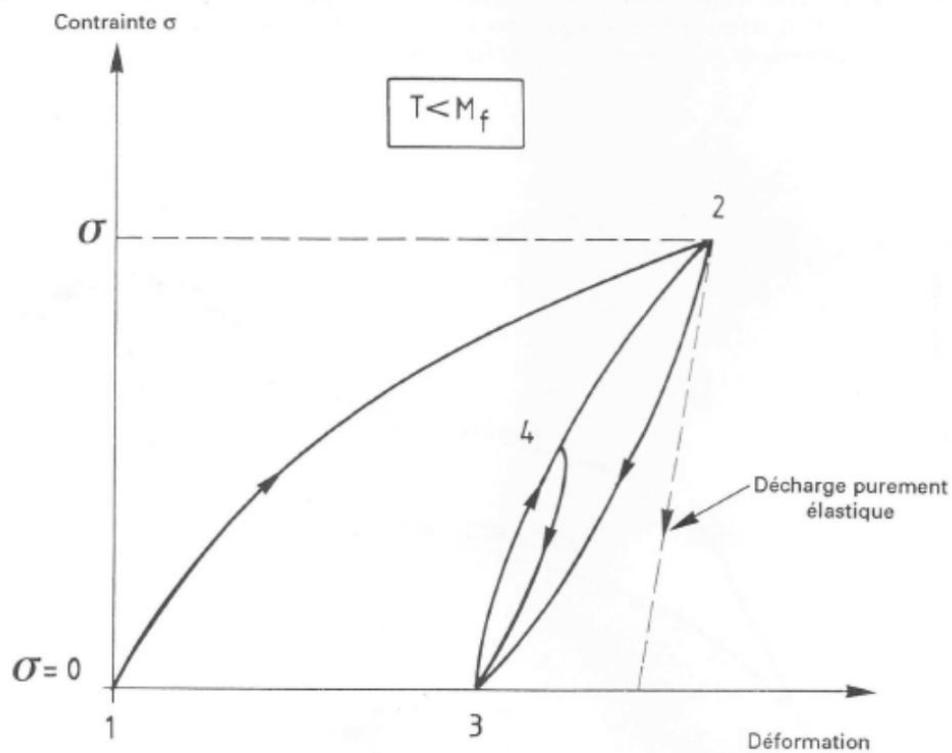


Figure 5 - Effet caoutchoutique, d'après l'AFNOR (1)

1.2 HISTORIQUE

Dans les années 1930, l'acier inoxydable prit la place de l'or pour la confection des fils orthodontiques, et reste toujours largement utilisé de nos jours. Depuis lors d'autres types d'alliages présentant des propriétés intéressantes ont gagné leur place à ses côtés : il s'agit des alliages à base de chrome-cobalt, de titane-molybdène, et de nickel-titane (KAPILA et al., 20).

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, 13). Dans les années 1970, Andreasen, qui entrevit le potentiel d'un tel alliage pour l'orthodontie, commence à faire des recherches en orthodontie avec le « Nitinol » (ANDREASEN et al., 3). 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, 21).

Le premier alliage super-élastique spécialement développé pour l'orthodontie est le « NiTi Chinois », issu de l'Institut Général de Recherches sur les métaux non ferreux de Beijing (FILLEUL, 13). 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. Mais le niveau de la force restituée dépend des conditions d'utilisation (FILLEUL, 13 ; MIURA et al., 28). De plus, une variation infime du pourcentage de nickel ou de titane de l'alliage entraîne une variation importante des températures de transformation : de l'ordre de 10°C pour 0,1% atomique (FUENTES et al., 15), qui entraîne une modification de l'intensité des forces délivrées. Pratiquement tous les fabricants de fils orthodontiques ont commercialisé des alliages à base de nickel-titane ayant une courbe de désactivation semblable à celle du « NiTi Chinois ». Mais on ignore leur température de transition exacte, et donc l'intensité des forces restituées, laissant craindre des effets nocifs en cas de surcharge (BURSTONE et al., 7 ; FILLEUL et al., 14).

Les alliages de nickel-titane présentent une composition proche d'un mélange équimolaire de nickel et de titane, soit 55% en masse de nickel (FUENTES et al., 15 ; KUSY, 21).

En 1995 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, 21). 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 transformation plus constantes et moins sensibles aux légères

variations de composition de l'alliage, garantissant ainsi le contrôle des forces appliquées sur les dents (GIL et al., 16). Ainsi pour des variations considérables de la concentration en cuivre, de l'ordre de 35% en masse, la température M_s n'est affectée que de 30 °C (LOBODYUK, 23).

1.3 INTERET

L'utilisation des alliages à base de nickel-titane sous forme d'arcs orthodontiques, mais également dans de nombreux autres domaines médicaux (les stents par exemple) est en plein essor (ES-SOUNI et al., 11).

Leur succès en orthodontie tient à leurs propriétés mécaniques particulières (super-élasticité et faible rigidité) qui garantissent les meilleurs résultats en termes de déplacements dentaires (BARTZELA et al., 4 ; MELING et al., 26) :

- une force de désactivation constante, même pour des déformations importantes due à l'effet super-élastique
- une faible rigidité

En effet, les déplacements dentaires sont engendrés par un processus de remodelage osseux déclenché par l'application de forces sur les dents. Ces forces sont créées par l'énergie restituée suite à la déformation élastique d'un fil. Il est généralement admis que le déplacement dentaire optimal requiert des forces légères et continues, des forces trop importantes pouvant à l'inverse être nocives (REITAN, 32).

Pour que les propriétés de l'alliage puissent s'exprimer pleinement, les températures de transformation doivent être parfaitement contrôlées (YEUNG et al., 36) et en accord avec la fourchette de températures rencontrées dans le milieu d'utilisation, soit de 5,6 à 58,5°C pour la cavité buccale (MOORE et al., 31). D'où l'intérêt des Copper NiTi.

Mais un inconvénient demeure : la difficulté à mettre en forme de tels arcs, qui cassent facilement ou qui perdent leurs propriétés lorsqu'on tente de leur imposer des angles aigus (KAPILA et al., 20). L'orthodontiste est donc incapable d'imposer à l'arc la forme voulue, et

doit se contenter de systèmes préformés (FILLEUL, 13) au détriment du respect de la forme d'arcade d'origine du patient .

Il est possible de mettre en forme un fil en alliage nickel-titane au moyen d'un traitement thermique (BARWART, 5). Cette propriété a été exploitée par différents auteurs pour former leurs arcs :

- ANDREASEN (2) traita des arcs en nickel-titane maintenus en forme et inclus dans du plâtre, à 450°C pendant 10 minutes au four.
- MIURA (29) procéda de même, mais à 510°C pendant 5 minutes. Ce même auteur s'intéressa également à la mise en forme d'arcs en nickel-titane par effet joule au moyen d'un appareil électrique dédié (MIURA et al., 27).
- BENTAHAR (6) traita des arcs en nickel-titane-cuivre par effet joule.
- Bien qu'il ne soit pas question de mise en forme d'arcs orthodontiques, on peut citer TONG (35), qui étudiait les effets des traitements thermiques sur les alliages nickel-titane-cuivre à usage industriel. Il travaillait à des températures de 500°C pendant 1 minute, ou 400 °C pendant 5 minutes.

Les propriétés des alliages nickel-titane peuvent être altérées lors du traitement thermique : si celui-ci est mal contrôlé il peut occasionner une diminution de la résistance à la déformation plastique (LEBRETON, 22 ; MEHRABI et al., 24). Les températures de transformations se trouvent également modifiées (SEYYED AGHAMIRI et al., 33). Cet effet indésirable est moins marqué lors du traitement thermique d'un alliage nickel-titane-cuivre (ZARINEJAD et al., 37).

De précédents travaux (EGLOFF, 10) avaient pour objectif de déterminer un protocole permettant la mise en forme d'arcs en nickel-titane-cuivre par traitement thermique.

Afin de permettre l'utilisation en clinique de ces arcs, le protocole utilisé observait le cahier des charges suivant :

- Permettre d'imposer aux arcs les déformations plastiques voulues
- Ne pas modifier les propriétés physiques de l'alliage

- Mise en œuvre aisée (sans recours à des durées trop longues et utilisable dans le laboratoire du prothésiste ou de l'orthodontiste)

Les arcs conservaient la déformation imposée mais en partie seulement, et de manière plus complète lorsque le traitement thermique s'intensifiait. En parallèle, au-delà de certaines valeurs limites du traitement thermique les propriétés physiques de l'alliage étaient altérées. Un traitement à 450°C pendant 10 minutes permettait d'obtenir la conformation voulue à 80% sans altérer la dureté de surface de l'alliage.

1.4 OBJECTIFS

Ce travail a pour objectif d'approfondir les recherches menées dans ces précédents travaux. Les propriétés mécaniques des arcs en Nickel Titane Cuivre avaient été vérifiées au moyen d'un essai de microdureté. Le but de cette étude est de conforter les résultats obtenus en testant les propriétés mécaniques des arcs en Nickel Titane Cuivre au moyen d'un essai de torsion, plus proche des conditions cliniques.

2 MATERIEL ET METHODES

2.1 MATERIEL

Trois paquets de 10 arcs orthodontiques Copper NiTi 35°C[®] de la firme Ormco Glendora CA, U.S.A en alliage nickel-titane-cuivre, de section rectangulaire 0,017 x 0,025 pouces (0,432 x 0,635 mm), et de forme "Lower large" ont été utilisés. Tous appartenaient au lot n°081119086, part n°211-0933. Avant de procéder aux manipulations, tous les arcs ont été numérotés puis leur ordre de passage a été tiré au sort.

2.2 METHODES

2.2.1 ANALYSE DES SECTIONS DES FILS

Les mesures des dimensions occluso-gingivales (épaisseur) et vestibulo-linguales (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 6).



Figure 6 - pied à coulisse Mitutoyo[®] (illustration personnelle)

Trois points de mesure sont sélectionnés sur chaque fil préformé:

- un point sagittal médian
- deux points pour chaque secteur latéral

Trois mesures d'épaisseur et trois mesures de largeur sont effectuées pour chacun des 30 échantillons. Le pied à coulisse électronique est couplé à un logiciel spécifique de saisie des mesures de hauteur et d'épaisseur (MOHR, 30).

2.2.2 CALCUL DU JEU ARC ATTACHE

La Figure 7 représente le jeu de troisième ordre d'un fil orthodontique considéré comme parfaitement rectangulaire inséré à l'intérieur d'une attache.

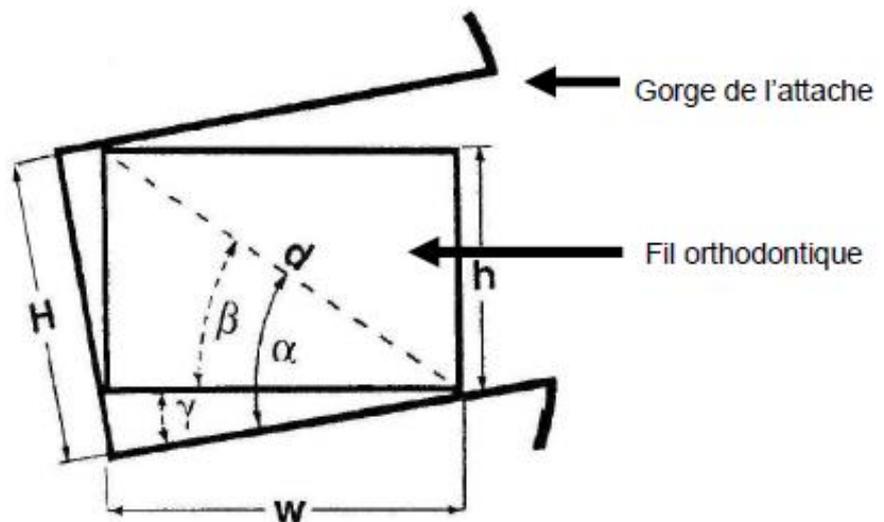


Figure 7 - Calcul du jeu arc attache (MELING et al., 25)

Les grandeurs représentées sur la Figure 7 sont les suivantes :

H : dimension verticale de l'attache

h : épaisseur du fil orthodontique

w : largeur du fil orthodontique

d : diagonale de la section du fil orthodontique

α : angle formé par la diagonale d de la section du fil et le plancher de la gorge de l'attache

β : angle formé par la face inférieure du fil orthodontique et la diagonale d de la section du fil

γ : angle formé par la face inférieure du fil orthodontique et le plancher de la gorge de l'attache

Le jeu γ entre d'une part le fil théoriquement parfaitement rectangulaire, et d'autre part la gorge de l'attache peut être déterminé par la formule suivante (MELING et al., 25) :

$$\gamma = \alpha - \beta$$

Calcul de α :

$$\sin\alpha = \frac{H}{d} \quad \text{d'où} \quad \alpha = \arcsin\frac{H}{d}$$

Calcul de β :

$$\tan\beta = \frac{h}{w} \quad \text{d'où} \quad \beta = \arctan\frac{h}{w}$$

Donc :

$$\gamma = \arcsin\frac{H}{d} - \arctan\frac{h}{w}$$

2.2.3 ANALYSE DES DEFORMATIONS DES FILS OBTENUES AVEC LE BANC DE CONFORMATION

Pour évaluer la possibilité de conformer les alliages nickel-titane-cuivre par traitement thermique un banc de conformation a été mis au point (EGLOFF, 10). Celui-ci permet de maintenir les segments d'arcs selon une déformation angulaire choisie pendant leur passage au four.

Il a été réalisé au moyen de deux plaques d'acier inoxydable de 170 x 40 x 4 mm. La première a été percée suivant une charte au moyen d'une perceuse à colonne munie d'un foret de 4 mm en titane nitruré. La seconde, non percée, sert de base et a été soudée sous la première par procédé TIG (soudure à l'arc sous argon avec électrode de tungstène). Des plots cylindriques de 3,8 mm de diamètre et 15 mm de longueur en alumine (matériau qui garantit l'inertie chimique vis à vis des échantillons) ont été disposés dans les trous réalisés

selon la charte et scellés au moyen d'un ciment à base d'alumine. Il est ainsi possible d'imposer aux échantillons un angle de l'ordre de 90° (Figure 8).



Figure 8 - Angle imposé au fil orthodontique par le banc de conformation (illustration personnelle)

Les manipulations sont réalisées à la température ambiante. Les arcs sont engagés entre les plots du banc de conformation au niveau de leur segment postérieur rectiligne, en un point situé distalement par rapport à la position de l'attache de 16. La déformation imposée correspond à une plicature du 2^e ordre en technique Edgewise, de telle sorte qu'une fois l'arc positionné sur le simulateur d'arcade du banc d'essai en torsion, la plicature soit située distalement à l'attache de 16 (Figure 9).

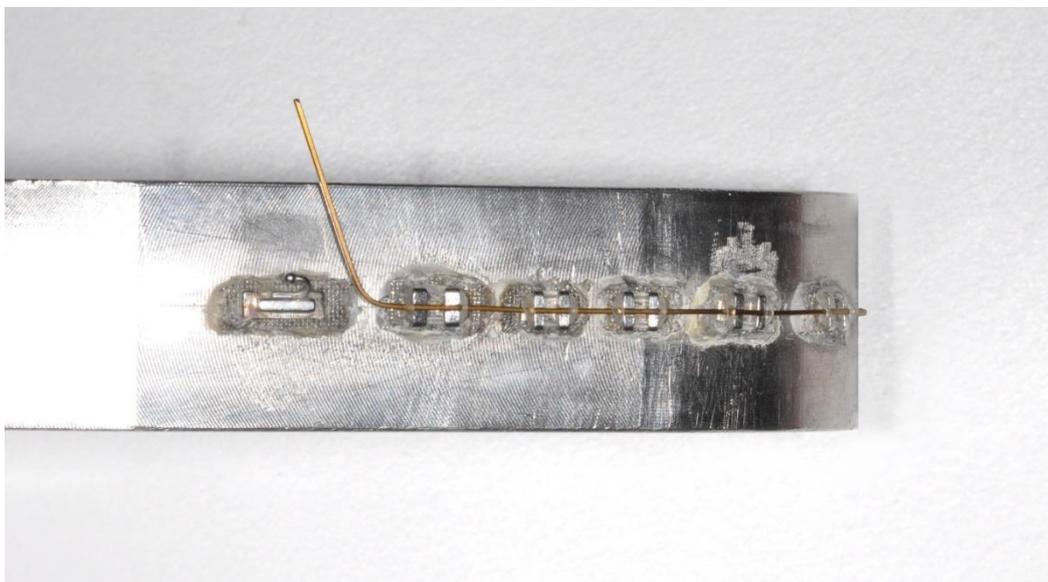


Figure 9 - Plicature sur l'arc après traitement thermique sur le banc de conformation (illustration personnelle)

L'arc est alors photographié au moyen d'un réflex numérique Nikon D90 sur trépied. Les images obtenues sont traitées au moyen du logiciel Photoshop CS5 Extended, version 12.0 x32, Copyright © Adobe Systems Inc. Il permet de mesurer la valeur de l'angle qui est imposé au fil sur l'image capturée (A1).

Les arcs sont alors soumis à un traitement thermique : 450 °C pour une durée de 10 minutes dans un four de marque UGIN modèle Programix 50 (Figure 10). Ce four a été étalonné au moyen d'un thermocouple de marque TENMA modèle 72-2065A et préchauffé avant l'expérimentation.

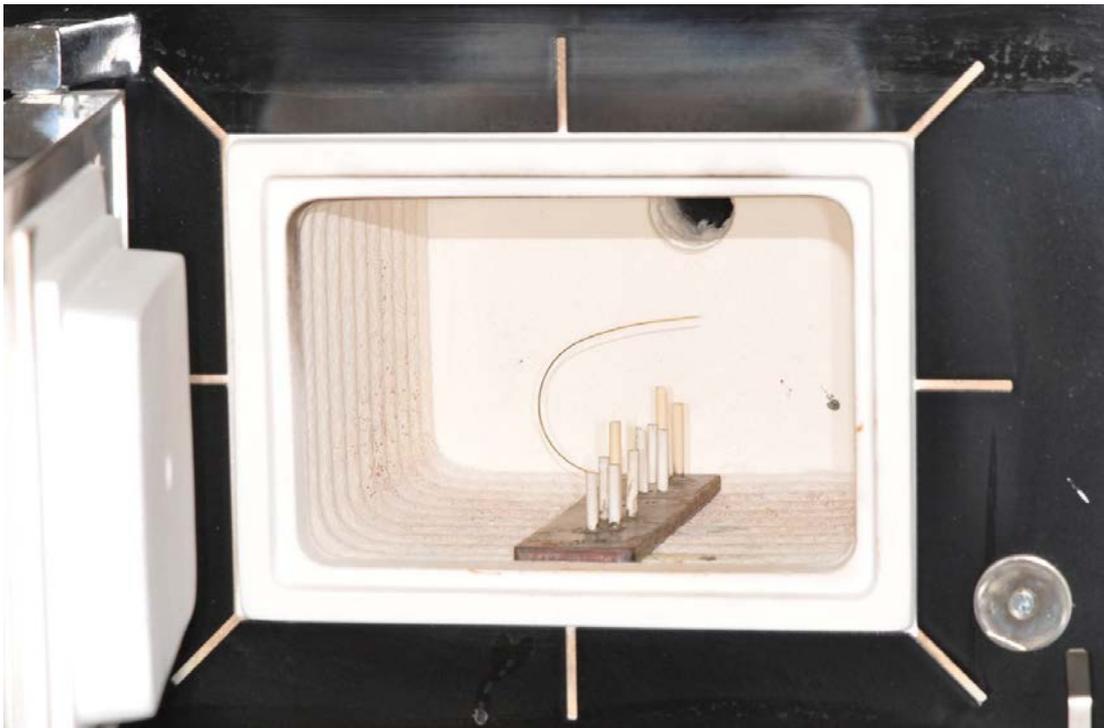


Figure 10 - Four utilisé pour le traitement thermique des arcs maintenus sur le banc de conformation (illustration personnelle)

A l'issue du traitement thermique les fils sont libérés du banc de conformation après refroidissement sous flux d'air à température ambiante, puis portés à 100 °C pour supprimer d'éventuelles contraintes résiduelles consécutives à leur désinsertion du banc de conformation. Ils sont alors déposés sur une feuille de papier millimétré et la plicature est à nouveau mesurée pour déterminer la valeur de l'angle résiduel (AR).

Un ratio angle résiduel / angle imposé est calculé selon la formule suivante (EGLOFF, 10) :

$$R = \frac{180 - AR}{180 - AI}$$

Il permet, dans le contexte expérimental utilisé, d'exprimer sous forme d'un pourcentage la capacité du traitement thermique à maintenir la déformation souhaitée.

2.2.4 ANALYSE DES PROPRIETES MECANIQUES PAR ESSAI DE TORSION

Les propriétés mécaniques des fils de type nickel-titane ont été étudiées par un essai de torsion. Un banc d'essai (Figure 11) permet de reproduire au mieux les conditions d'utilisation clinique de ces fils lorsqu'ils sont soumis à une torsion sur chant (FILLEUL, 12).

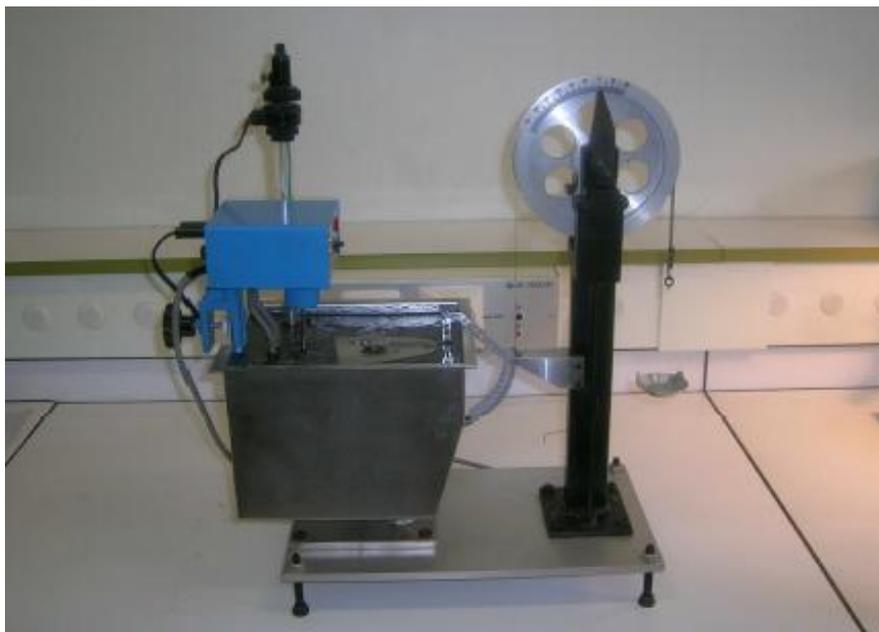
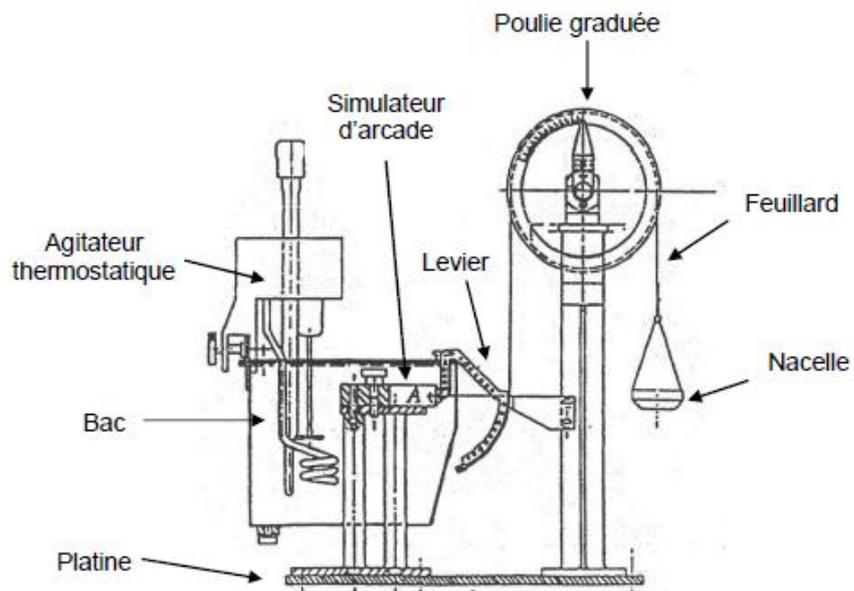


Figure 11 – Banc d'essai en torsion (FILLEUL, 12)

Des attaches 0,46 x 0,63 mm (0,018 x 0,025 pouces), ni pré-angulées ni pré-torquées, ont été collées sur un simulateur ayant une forme d'arcade dentaire supérieure. Pendant toute la mesure, un bac d'eau thermostatée permet de maintenir l'arc à la température de 35°C, température habituellement rencontrée dans la cavité buccale (MOORE et al., 31)

L'arc testé a été solidarisé dans les attaches par des ligatures élastomériques (référence GAC : ligature las-ties 34-111-02). La torsion a été transmise à l'arc grâce à une attache 0,46 x 0,63 mm (0,018 x 0,025 pouces) située à l'extrémité d'un levier correspondant à l'emplacement de l'attache de l'incisive centrale supérieure droite (Figure 12).



Figure 12- Transmission du moment de torsion à l'arc par le levier (illustration personnelle)

L'autre extrémité du levier vient s'adapter sur un crochet. Un feillard en acier relie ce crochet à une nacelle en passant par une poulie.

Un moment de torsion de plus en plus important peut être imposé à l'arc en déposant des poids de 1 gramme dans la nacelle, et l'angle de torsion obtenu est lu sur le cadran de la poulie avec une précision de ½ degré.

Deux séries de mesures sont réalisées. Dans un premier temps les 30 arcs sont testés en torsion dans leur état d'origine (c'est-à-dire tels que livrés par le fournisseur). A l'issue de ces premières mesures, les arcs sont traités thermiquement à 450°C 10 minutes, et ils sont soumis à un nouvel essai de torsion.

2.2.5 ANALYSE DES RESULTATS

Les analyses statistiques ainsi que les représentations graphiques des résultats ont été réalisées au moyen du logiciel suivant : SigmaPlot for Windows version 11.0 build 11.0.0.77, Copyright © 2008 Systat Software, Inc.

3 RESULTATS

3.1 ANALYSE DES SECTIONS DES FILS

3.1.1 MESURES

Les valeurs moyennes d'épaisseur et de largeur mesurées (Figure 13) ont été comparées aux valeurs théoriques attendues au moyen d'un test t de conformité.

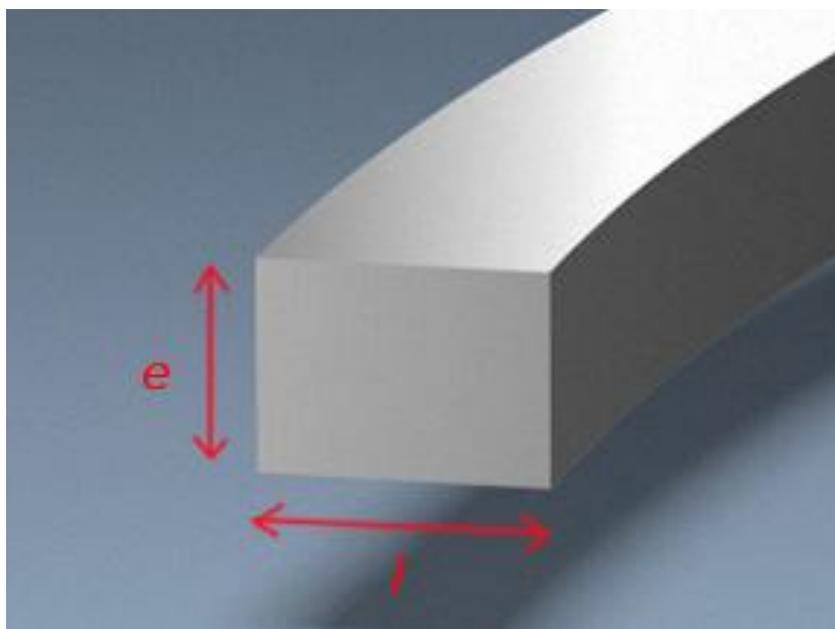


Figure 13 – Mesure de la largeur (l) et de l'épaisseur (e) des arcs (illustration personnelle)

Epaisseur moyenne : 0.42 mm (écart type : 0.0006)

La valeur théorique indiquée par le fournisseur est 0.43 mm (droite rouge), les arcs sont donc sous dimensionnés en moyenne de 2%, la différence est statistiquement significative à $p < 0,001$ (Figure 14).

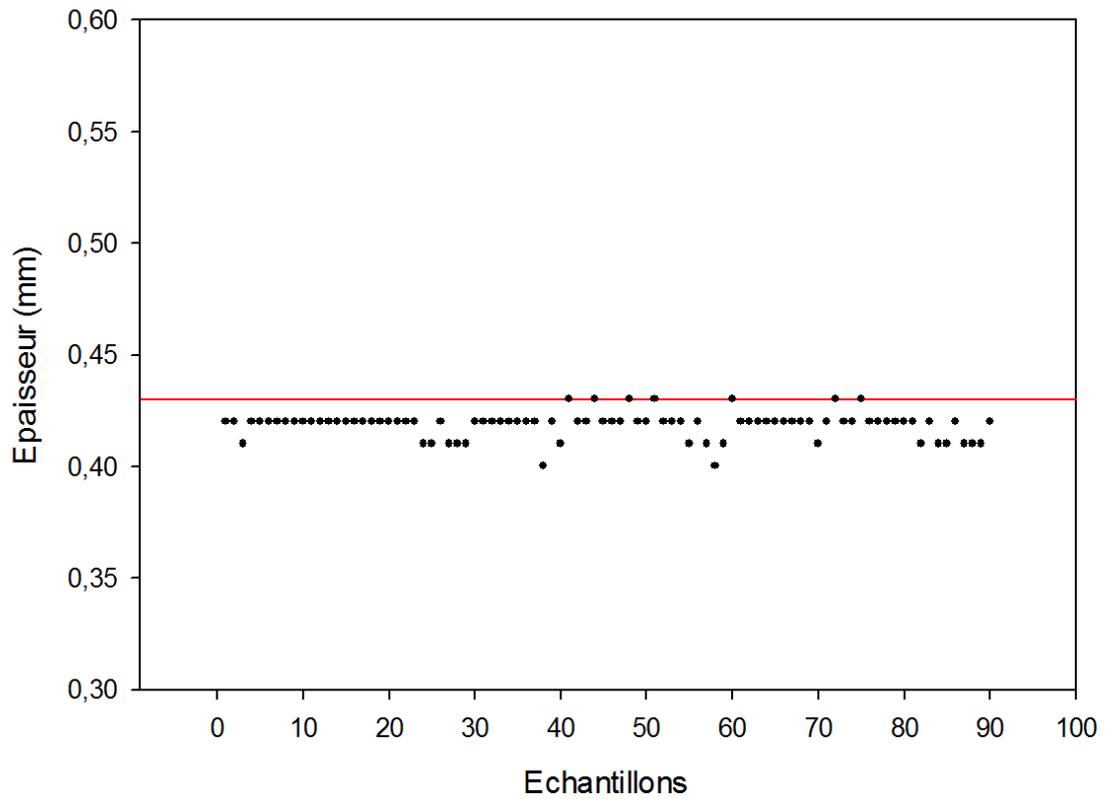


Figure 14 – Mesures de l'épaisseur des fils

Largeur moyenne : 0.59 mm (écart type : 0.0008)

La valeur théorique indiquée par le fournisseur est 0.63 mm, les arcs sont donc sous dimensionnés en moyenne de 6%, la différence est statistiquement significative à $p < 0,001$ (Figure 15).

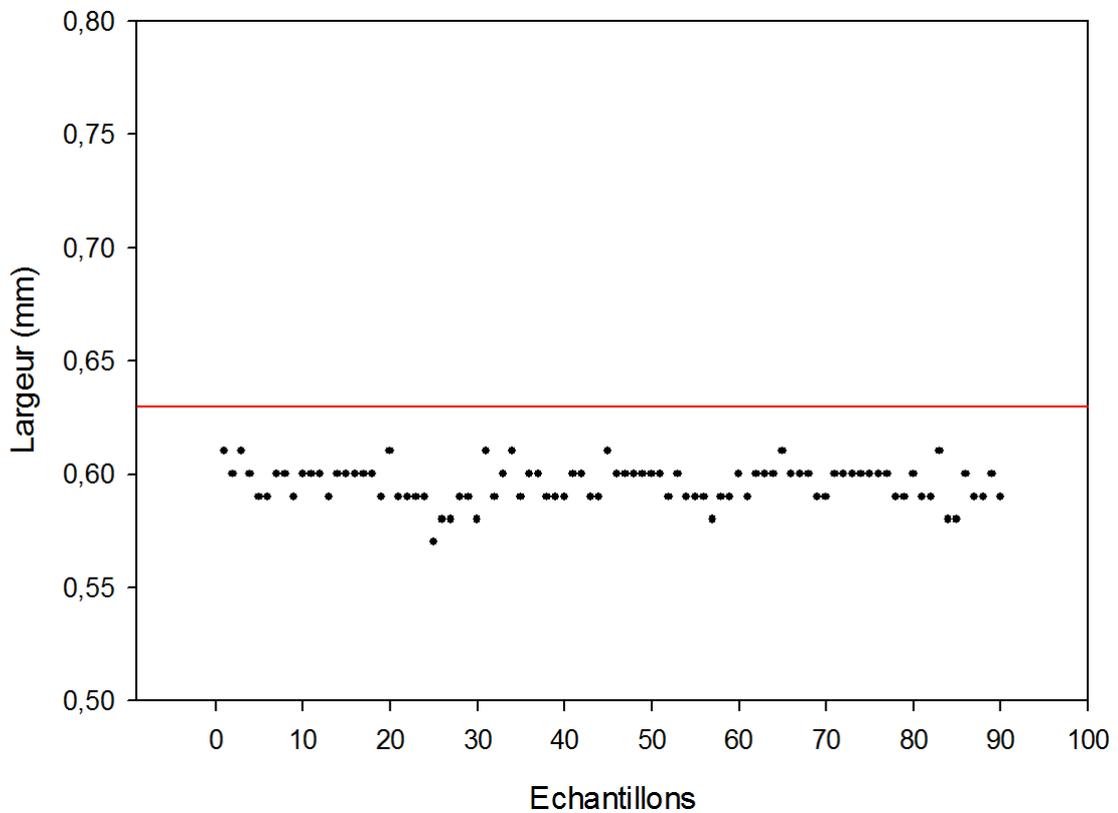


Figure 15 – Mesures de la largeur des fils

3.1.2 CONCLUSIONS

Le degré de liberté de ces arcs a été calculé au moyen de la formule de MELING (MELING et al., 25).

Jeu calculé : $\pm 4,0^\circ$

Cette valeur est à comparer au jeu nominal théorique d'un fil de .017x.025" dans une gorge de .018", qui est de $\pm 2,3^\circ$.

Les arcs sont sous dimensionnés, ce qui facilite l'insertion mais diminue le contrôle par augmentation du jeu arc-attache. Le jeu est presque le double de la valeur théorique attendue. Ceci est d'autant plus vrai que les gorges des brackets commercialisés par de nombreux fabricants sont le plus souvent surdimensionnées. Ce phénomène varie d'un fabricant à l'autre, la largeur de la gorge pouvant être augmentée de 6 à 24 % (CASH et al., 9).

Par contre les écarts types mesurés attestent d'une grande constance dans la fabrication des arcs de ce lot.

3.2 ANALYSE DES ANGLES

3.2.1 MESURES

Les résultats obtenus montrent une différence entre l'angle imposé (AI) par le banc de conformation et l'angle obtenu après le traitement thermique, dans le sens d'un retour partiel à la forme initiale du fil (pour un segment de fil rectiligne, l'angle obtenu est plus obtus que l'angle imposé). C'est pourquoi le terme « d'angle résiduel » (AR) est employé à l'issue du traitement thermique (Figure 16).



Figure 16 - A l'issue du traitement thermique, l'angle résiduel conservé par le fil est plus ouvert que l'angle imposé par le banc de conformation (illustration personnelle)

30 mesures ont été répétées à la température de 450 °C pour un traitement thermique de 10 minutes. L'angle imposé par le banc de conformation aux arcs était de 95° en moyenne, écart type 4°, l'angle résiduel était de 108°, écart type 3° (Figure 17). Soit un ratio Angle Résiduel / Angle Imposé de 87%.

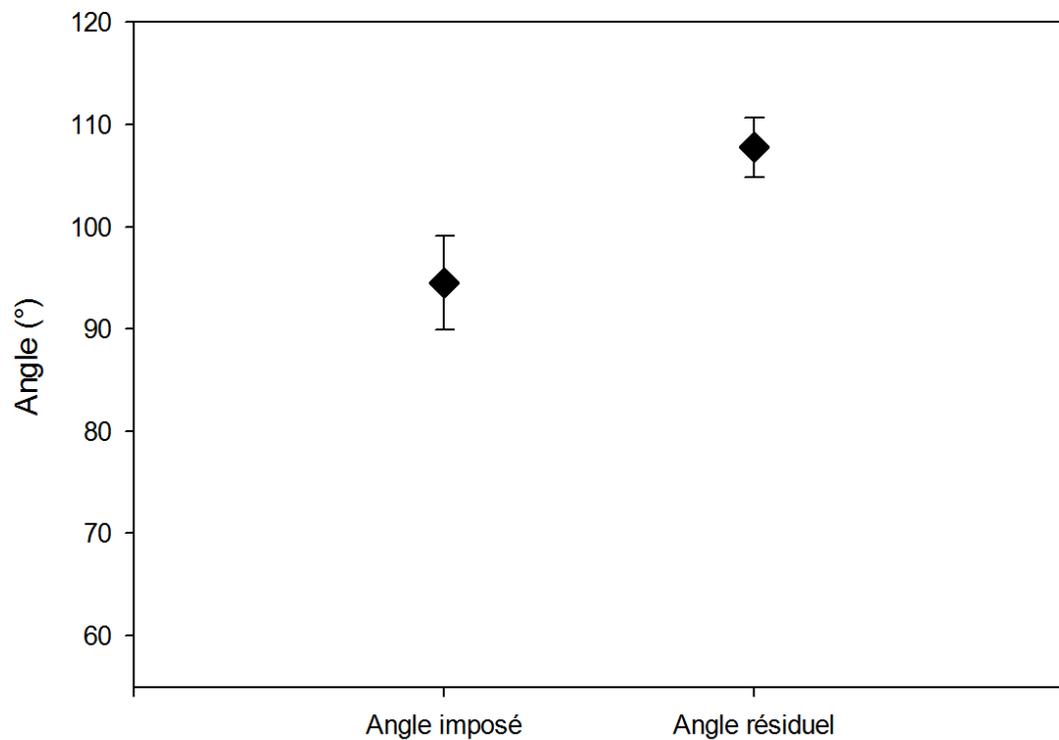


Figure 17 – Comparaison angle imposé/angle résiduel

3.2.2 CONCLUSIONS

A l'issue du traitement thermique visant à imposer une déformation aux arcs en Nickel Titane Cuivre, une partie de la déformation imposée est perdue (au niveau de la plicature imposée au fil, l'angle se rouvre).

3.3 ESSAI DE TORSION

3.3.1 MESURES

Les angles moyens de torsion mesurés en fonction du couple sont présentés en Figure 18. La courbe noire représente la série d'arcs avant traitement thermique, à la charge (portion supérieure de la courbe) et à la décharge (portion inférieure de la courbe). La courbe rouge représente la même série d'arcs après traitement thermique.

Essai en torsion (charge et décharge)

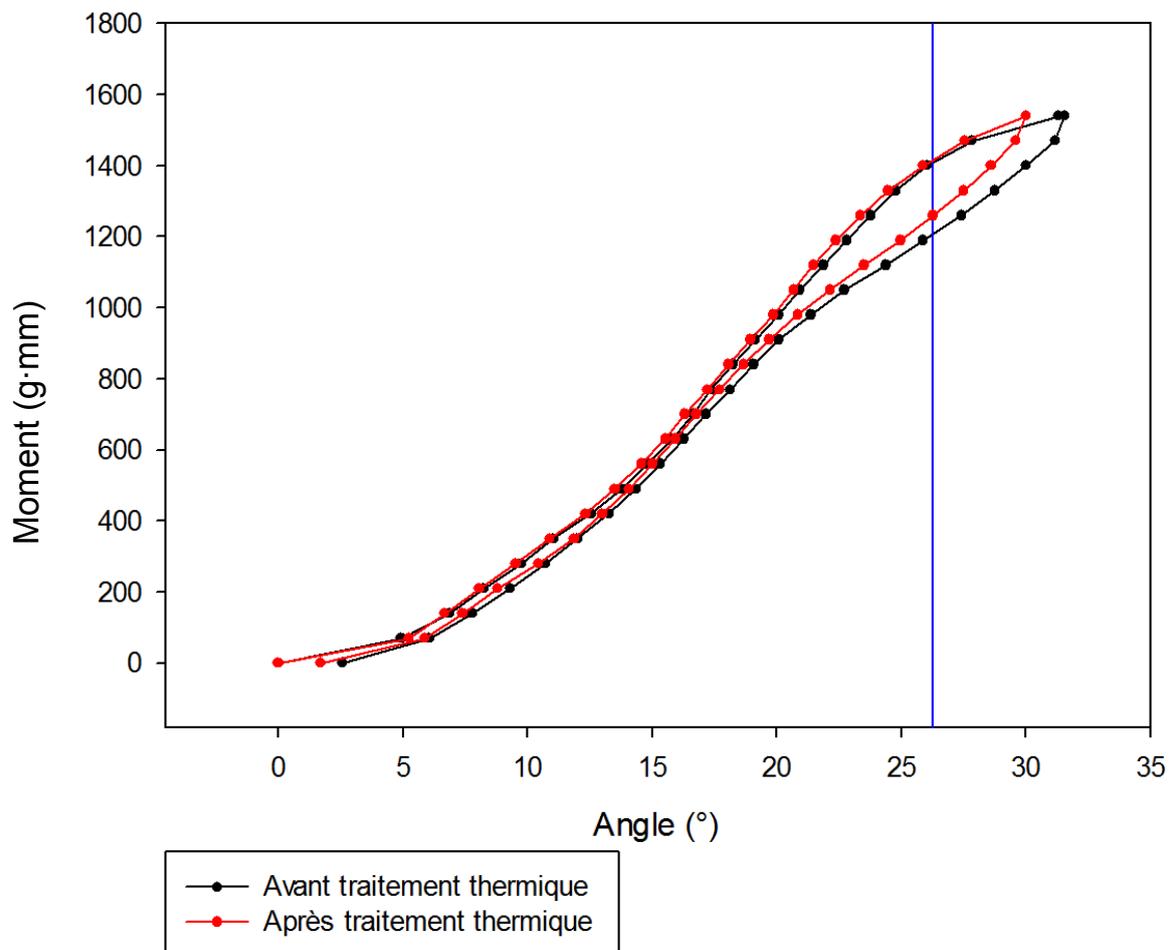


Figure 18 – Courbe en torsion des arcs avant et après traitement thermique

La présence d'un plateau avec hystérésis confirme l'existence des propriétés superélastiques des fils, avant comme après traitement thermique. Mais le plateau superélastique est modifié après traitement thermique.

Les arcs sont plus rigides dans leur domaine superélastique après traitement thermique. Pour arriver au même angle de torsion, il faut un couple plus important avec les arcs recuits.

La différence est statistiquement significative sur la portion du graphique au-dessus de 26° de torsion, couple 1260g·mm pour l'arc recuit), avec $p < 0.05$ au niveau de la droite (test t pour séries appariées de comparaison de l'angle à couple égal).

3.3.2 CONCLUSIONS

Les arcs présentent bien un effet super-élastique avant traitement.

Les propriétés super-élastiques sont conservées à l'issue du traitement thermique. Elles sont cependant légèrement diminuées. Pour les valeurs extrêmes de torsion (30°), après traitement thermique **le couple restitué est augmenté de 10%**.

4 DISCUSSION

4.1 METHODE

4.1.1 TRAITEMENT THERMIQUE

L'intérêt du traitement thermique proposé est qu'il peut être mis en œuvre au moyen de fours utilisés pour la cuisson de céramique. Il s'agit d'un équipement extrêmement répandu dans les laboratoires de prothèse.

Il en va de même pour le banc de conformation qui permet de bloquer le fil dans une conformation voulue pour le conformer. Dans ce montage expérimental, le banc de conformation imposait un angle déterminé et mesurable précisément à des fins d'exploitations statistique. Un banc similaire pourrait permettre de conformer les arcs aux différentes formes d'arcades des patients.

Cette étude ne s'est pas penchée sur les répercussions du mode de refroidissement des fils à l'issue du traitement thermique : ils ont été refroidis à température ambiante, puis portés à 100 °C pour supprimer d'éventuelles contraintes résiduelles consécutives à leur désinsertion du banc de conformation. Une autre piste de recherche serait de déterminer une procédure de trempe afin de gagner du temps lors du traitement des arcs, cependant il convient de s'assurer au préalable que le procédé n'est pas préjudiciable aux propriétés mécaniques et physiques des fils.

A l'issue des traitements thermiques, une couche de corrosion visible à l'œil nu apparait, d'autant plus importante que le traitement thermique était mené à des températures élevées. Une augmentation du coefficient de friction nuisible à la mécanique du déplacement dentaire peut en découler. La corrosion est également préjudiciable à l'aspect esthétique du fil (il prend une couleur cuivrée), et surtout des soucis de biocompatibilité peuvent être évoqués. Il serait donc intéressant d'évaluer des procédés permettant de se prémunir contre ce phénomène, soit par l'utilisation de fours à atmosphère neutre, soit par l'élimination à posteriori de la couche d'oxyde par un traitement à l'acide fluorhydrique

habituellement utilisé dans les laboratoires de métallurgie (Faculté des sciences et techniques de Nancy, département chimie et physique des solides et des surfaces).

4.1.2 BANC D'ESSAI EN TORSION

Les propriétés mécaniques des fils orthodontiques sont la plupart du temps décrites sous l'aspect de la flexion (FILLEUL et al., 14). Les contraintes sont de nature différente en flexion et en torsion.

Dans le cadre d'un moment de torsion imposé au fil, le rapport charge torsion est égal à $1/L$ (avec L = longueur du fil) tandis que dans le cadre d'une flexion ce rapport charge flexion est égal à $1/L^3$ (FILLEUL, 13). Cela signifie que l'augmentation des moments appliqués sur les dents est plus importante lors d'un mouvement de 3^e ordre comparé à l'augmentation des forces lors d'un mouvement de 2^e ordre, lorsqu'on diminue la distance inter-bracket. Il est donc utile de s'intéresser à ce type de mouvement, susceptible de générer des forces bien plus importantes sur les dents et donc des risques d'effets indésirables plus élevés (REITAN, 32).

Les valeurs de moment utilisées lors des tests en torsion sont similaires à celles mentionnées dans la littérature. BURSTONE (8) quantifie à 1000 g·mm le moment nécessaire pour torquer une incisive supérieure et à 1500 g·mm le moment utilisé afin de torquer deux incisives supérieures, ou une canine isolée.

D'autre part la température de 35°C à laquelle ont été réalisés les tests en torsion a été choisie afin de reproduire au mieux l'environnement intra-buccal. MOORE et al. (31) ont démontré que sur une période de 24 heures la température médiane relevée en bouche s'élève à 34,9°C, et cette température ne dépasse 37°C qu'un pour cent du temps.

4.2 RESULTATS

4.2.1 SECTION DES FILS ET JEU ARC ATTACHE

Les résultats des tests en torsion d'un fil orthodontique dépendent de la composition du matériau du fil ainsi que de la géométrie de sa section. En effet le degré de jeu en torsion entre le fil et la gorge de l'attache dépend intimement de la hauteur de la gorge et des dimensions de la section du fil.

La déviation des mesures d'épaisseur et de largeur par rapport à leur valeur nominale affectent négativement le comportement clinique de ces fils orthodontiques. Selon l'International Standard Organization (ISO, 17) les dimensions de la section des fils devraient être indiquées sur leur emballage par le distributeur avec une précision de 0,01 mm.

L'échantillon de fils Copper NiTi 35°C[®] testé était sous dimensionné de 2% en épaisseur et de 6% en largeur par rapport à sa valeur nominale. Le sous dimensionnement de l'arc entraîne un mauvais ajustage du fil dans la gorge, autorisant un jeu arc-attache de $\pm 4,0^\circ$ au lieu du jeu nominal théorique de $\pm 2,3^\circ$ (si les dimensions de l'attache sont respectées). L'augmentation du jeu arc-attache a pour effet une diminution du contrôle du mouvement dentaire. Le contrôle de la position de l'incisive peut par exemple être compromis car un jeu plus important permet aux mouvements parasites de s'exprimer d'avantage.

Il est à noter que lors de cette étude, la dimension de la gorge des brackets utilisés dans le banc d'essai n'a pas été mesurée. Les brackets utilisés étant les même tout au long des différentes manipulations, cela n'a pas eu d'influence sur la comparaison des arcs testés.

4.2.2 TRAITEMENT THERMIQUE ET ANGLE IMPOSE

Le procédé consistant à traiter thermiquement à 450°C pendant 10 minutes un arc en nickel-titane-cuivre maintenu dans une conformation voulue permet bien de lui imposer une déformation. Celle-ci ne s'élève malheureusement pas à la totalité de la conformation souhaitée : l'angle obtenu représente 85% de la valeur souhaitée.

Il est tentant d'augmenter la durée et/ou la température du traitement thermique pour améliorer

Les résultats obtenus lors de précédents travaux (EGLOFF, 10) montrent que plus les paramètres de durée et de température du traitement thermique augmentent, plus la déformation obtenue se rapproche de 100 % de la conformation souhaitée. Mais l'augmentation de ces paramètres entraîne une altération des propriétés physiques de l'alliage (températures de transformation et dureté de surface). Ainsi la conformation peut atteindre 95% pour un traitement à 550°C pendant 10 minutes. Cependant, la température de transformation A_f de l'alliage se trouve alors aussi modifiée et atteint 45°C au lieu de 35°C, ce qui ne permet plus à la superélasticité du fil de s'exprimer à température buccale de façon optimale. Dans ce cas la déformation subie par le fil lors de son insertion dans les brackets ne disparaît que si le patient consomme une boisson chaude.

Il est donc nécessaire de trouver un compromis : la durée et la température du traitement thermique doivent être suffisantes pour se rapprocher au maximum de la conformation souhaitée, sans pour autant atteindre les valeurs limites au-delà desquelles les propriétés de l'alliage sont altérées. Ce sont ces considérations qui permettent de recommander un traitement thermique de 10 minutes à 450 °C: il s'agit de la plus haute température exploitable sans modifier A_f , et permettant d'obtenir plus de 80 % de la conformation voulue.

Une alternative viable serait d'envisager un traitement thermique à 400°C pendant 1 heure : aucune modification des températures de transformations de l'alliage ne survient dans ces conditions ; le ratio angle imposé/angle résiduel est plus intéressant (92%), et les propriétés en torsion, explorées sur 3 échantillons, ne sont pas modifiées.

4.2.3 COMPORTEMENT EN TORSION DES FILS

L'intérêt de l'utilisation clinique des fils à base de nickel titane réside dans leur faible rigidité, et à plus forte raison dans leur superélasticité, qui permet d'obtenir des forces douces sur de grandes plages de désactivation.

La courbe moyenne tracée à partir des valeurs obtenues pour l'ensemble de l'échantillon d'arcs dans leur état d'origine permet bien d'observer un plateau superélastique. Celui-ci apparaît lorsqu'un angle de torsion de 20° est appliqué aux arcs, le couple développé est alors de 900g·mm.

Cependant des disparités existent entre les différents arcs du même lot : les courbes des essais de torsion des arcs ne sont pas superposables. Le plateau superélastique est plus ou moins net selon les échantillons, et survient à un angle de torsion pouvant varier entre 20° et 25°.

Ce plateau superélastique persiste après traitement thermique. Mais il se trouve légèrement modifié, puisque à partir d'un angle de torsion de 26° le domaine superélastique des arcs traités thermiquement délivre un couple plus important de 4% que les arcs non traités. La différence peut atteindre 10% pour une valeur de torsion de 30°, soit 1540 g·mm au lieu de 1400 g·mm. Mais c'est la faible rigidité de l'alliage plus que son plateau superélastique qui présente un intérêt.

Ces résultats attestent d'une modification des propriétés de l'alliage. Cependant l'augmentation du niveau de moments délivré par l'arc ne survient que lors de l'application d'une torsion considérable : 26°. Même à 30° le couple mis en jeu par les arcs traités thermiquement est de 1540 g·mm : cette valeur reste dans le domaine des forces physiologiques (BURSTONE et al., 8). De plus le jeu arc-attache doit être pris en considération : il réduit le risque que les valeurs extrêmes de torsion s'expriment en pratique clinique.

5 CONCLUSIONS

Les fils à base de nickel-titane-cuivre présentent des propriétés mécaniques intéressantes pour le déplacement dentaire. Leur principal inconvénient réside dans la difficulté de les conformer aux formes d'arcades des patients. Cette étude a pour vocation de s'affranchir de cette limite en proposant un protocole permettant de conformer des arcs en NiTi Copper 35 par traitement thermique, sans modifier leurs propriétés mécaniques.

Les valeurs de 450°C 10 minutes retenues pour le traitement thermique ne produisent pas de modifications significatives ($p < 0,05$) dans le cadre d'un usage clinique normal des arcs.

En contrepartie, la conformation obtenue n'atteint que 85% de la conformation souhaitée dans le cas d'un angle de 90°.

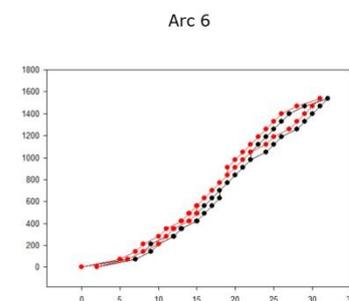
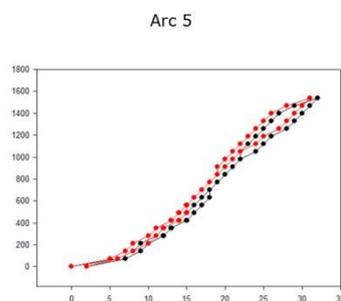
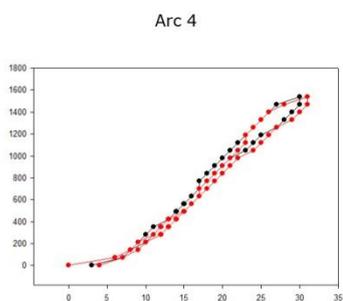
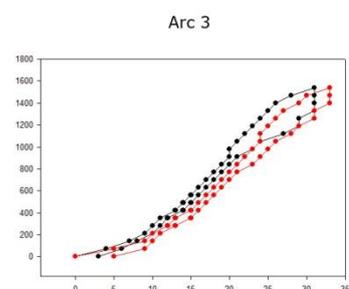
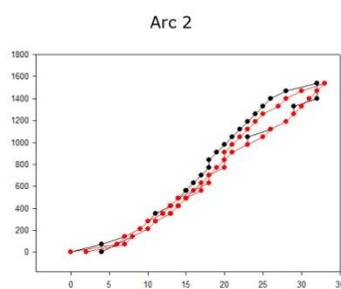
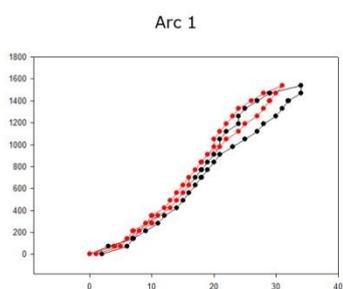
Les pistes de recherches qui s'ouvrent alors pour atteindre une précision plus importante dans la conformation des arcs peuvent être :

- Soit d'évaluer l'effet d'un traitement thermique de 400°C pendant 1 heure, qui semble pouvoir donner un meilleur ratio.
- Soit de concevoir un banc de conformation plus élaboré, capable de sur-corriger l'angle imposé au fil pour arriver à la valeur souhaitée en fin de traitement thermique.

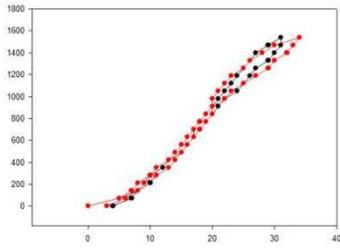
ANNEXE

Courbes individuelles des essais en torsion.

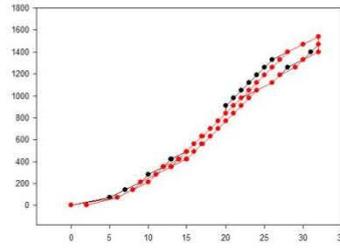
En noir : courbe en charge et en décharge avant traitement thermique
En rouge : courbe en charge et en décharge après traitement thermique
En abscisse : angle (°)
En ordonnée : couple (g·mm)



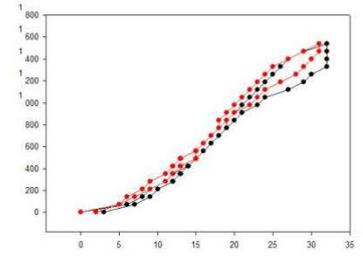
Arc 7



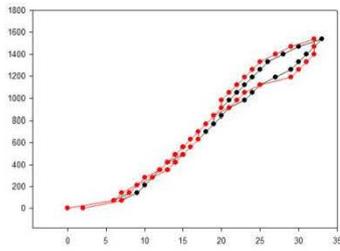
Arc 8



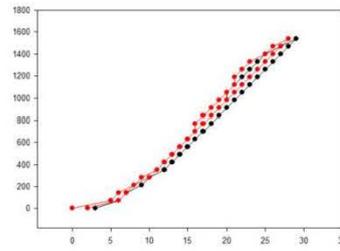
Arc 9



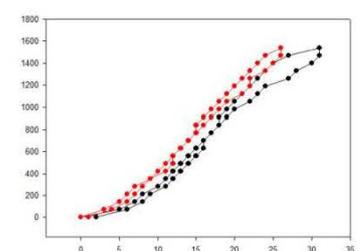
Arc 10



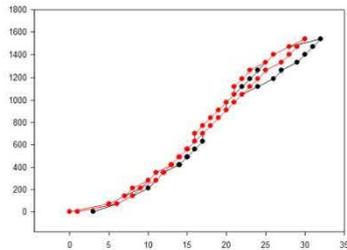
Arc 11



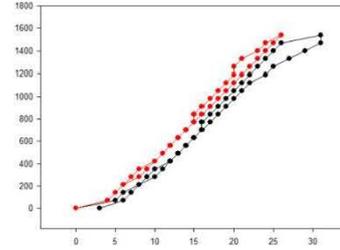
Arc 12



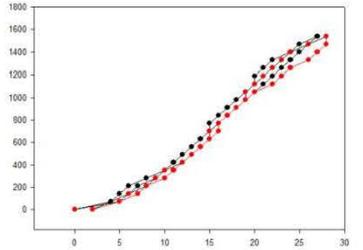
Arc 13



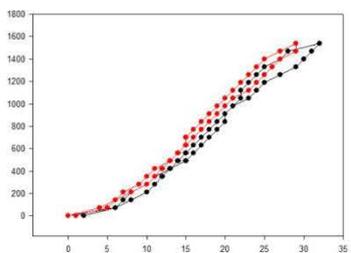
Arc 14



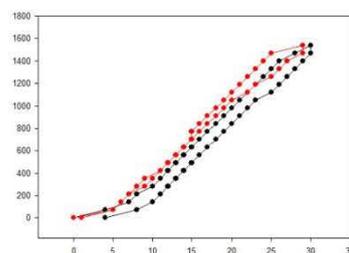
Arc 15



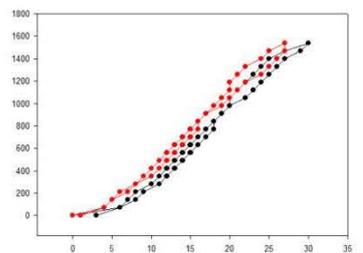
Arc 16



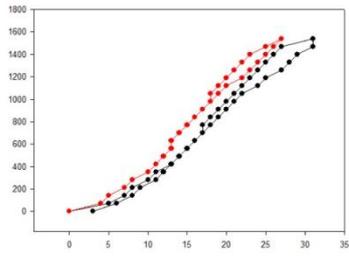
Arc 17



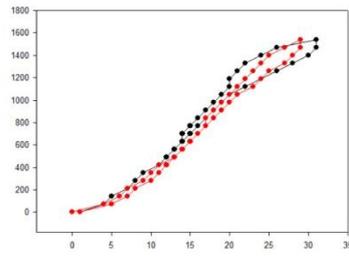
Arc 18



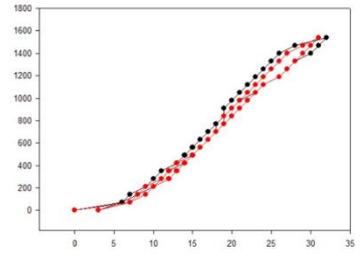
Arc 19



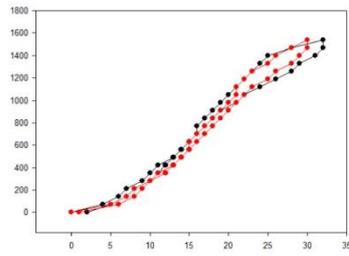
Arc 20



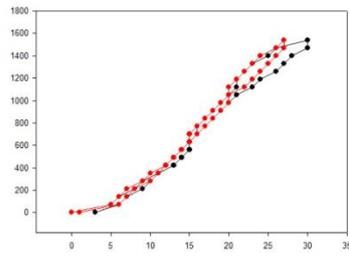
Arc 21



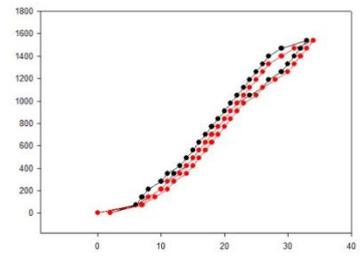
Arc 22



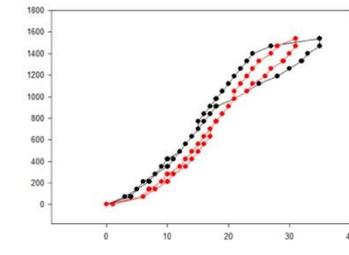
Arc 23



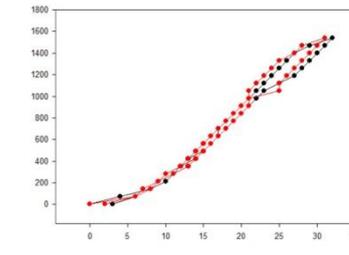
Arc 24



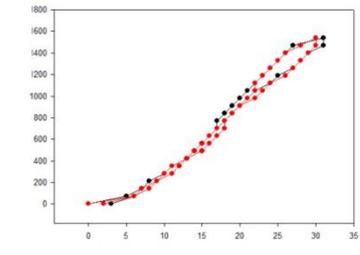
Arc 25



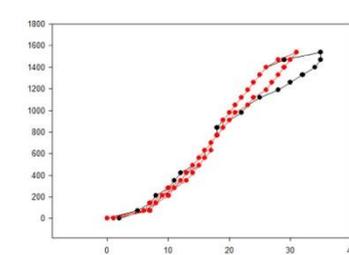
Arc 26



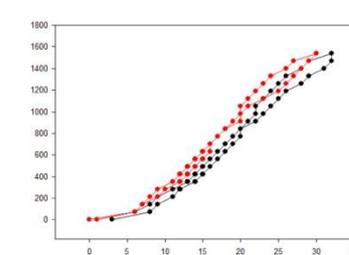
Arc 27



Arc 28



Arc 29



Arc 30

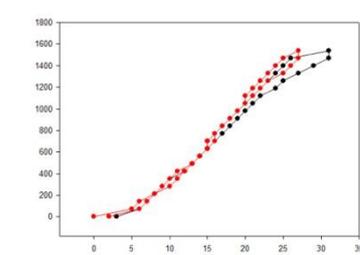


TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1 – Exemple d'utilisation clinique du fil orthodontique (illustration personnelle)	1
Figure 2 - Températures de transformation des alliages nickel-titane, d'après l'AFNOR (1)	3
Figure 3 - Effet mémoire de forme, d'après l'AFNOR (1)	4
Figure 4 - Effet super-élastique, d'après l'AFNOR (1).....	5
Figure 5 - Effet caouchoutique, d'après l'AFNOR (1).....	6
Figure 6 - pied à coulisse Mitutoyo® (illustration personnelle)	11
Figure 7 - Calcul du jeu arc attache (MELING et al., 25).....	12
Figure 8 - Angle imposé au fil orthodontique par le banc de conformation (illustration personnelle).....	14
Figure 9 - Plicature sur l'arc après traitement thermique sur le banc de conformation (illustration personnelle)	14
Figure 10 - Four utilisé pour le traitement thermique des arcs maintenus sur le banc de conformation (illustration personnelle)	15
Figure 11 – Banc d'essai en torsion (FILLEUL, 12)	17
Figure 12- Transmission du moment de torsion à l'arc par le levier (illustration personnelle)	18
Figure 13 – Mesure de la largeur (l) et de l'épaisseur (e) des arcs (illustration personnelle) .	20
Figure 14 – Mesures de l'épaisseur des fils	21
Figure 15 – Mesures de la largeur des fils	22
Figure 16 - A l'issue du traitement thermique, l'angle résiduel conservé par le fil est plus ouvert que l'angle imposé par le banc de conformation (illustration personnelle)	23
Figure 17 – Comparaison angle imposé/angle résiduel	24
Figure 18 – Courbe en torsion des arcs avant et après traitement thermique	25

BIBLIOGRAPHIE

- (1) AFNOR
Alliages à mémoire de forme (AMF) - Vocabulaire et mesures.
AFNOR NFA51-080, 1991, 23 p.
- (2) ANDREASEN G.
A clinical trial of alignment of teeth using a 0.019 inch thermal nitinol wire with a transition temperature range between 31 degrees C. and 45 degrees C.
Am. J. Orthod., 1980, 78, 5, p.528-537.
- (3) ANDREASEN G.F., BRADY P.R.
A Use Hypothesis for 55 Nitinol Wire for Orthodontics.
Angle Orthod., 1972, 42, 2, p.172-177.
- (4) BARTZELA T.N., SENN C., WICHELHAUS A.
Load-Deflection Characteristics of Superelastic Nickel-Titanium Wires.
Angle Orthod., 2007, 77, 6, p.991-998.
- (5) BARWART O.
The effect of temperature change on, the load value of Japanese NiTi coil springs in the superelastic range.
Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop., 1996, 110, 5, p.553-558.
- (6) BENTAHAR Z., BOUAKHADEN N., MASSOUD N., et al.
Traitement thermomécanique des alliages CuNiTi et TMA.
Int. Orthod., 2007, 5, 3, p.329-336.
- (7) BURSTONE C.J., QIN B., MORTON J.Y.
Chinese NiTi wire-A new orthodontic alloy.
Am. J. Orthod., 1985, 87, 6, p.445-452.
- (8) BURSTONE C.J., VAN STEENBERGEN E., HANLEY K.J.
Modern edgewise mechanics and the segmented arch technique.
Department of Orthodontics, University of Connecticut, School of Dental Medicine, 1995.
- (9) CASH A.C., GOOD S.A., CURTIS R.V., et al.
An Evaluation of Slot Size in Orthodontic Brackets—Are Standards as Expected?
Angle Orthod., 2004, 74, 4, p.450-453.

- (10) EGLOFF B.
Conformation d'arcs orthodontiques en nickel-titane-cuivre par traitement thermique.
Mémoire: Master ingénierie de la santé et sciences du médicament, Nancy, 2010.
- (11) ES-SOUNI M., ES-SOUNI M., FISCHER-BRANDIES H.
On the properties of two binary NiTi shape memory alloys. Effects of surface finish on the corrosion behaviour and in vitro biocompatibility.
Biomaterials, 2002, 23, 14, p.2887-2894.
- (12) FILLEUL M.P.
Banc d'essai permettant de soumettre les arcs orthodontiques à une torsion sur chant.
Brevet N°089/06480, 1989.
- (13) FILLEUL M.P.
Les fils orthodontiques. Propriétés mécaniques.
Chapitre 13. In: CHATEAU, M. Orthopédie Dento-Faciale.
Paris: CDP, 1992, p.299-310.
- (14) FILLEUL M.P., JORDAN L.
Torsional properties of Ni-Ti and Copper Ni-Ti wires: The effect of temperature on physical properties.
Eur. J. Orthod., 1997, 19, 6, p.637-646.
- (15) FUENTES J.M.G., GÜMPEL P., STRITTMATTER J.
Phase Change Behavior of Nitinol Shape Memory Alloys.
Adv. Eng. Mater., 2002, 4, 7, p.437-452.
- (16) GIL F.J., PLANELL J.A.
Effect of copper addition on the superelastic behavior of Ni-Ti shape memory alloys for orthodontic applications.
J. Biomed. Mater. Res., 1999, 48, 5, p.682-688.
- (17) ISO
Dentistry - Wires for use in orthodontics.
ISO 15841, 2006.
- (18) JORDAN L., FILLEUL M.P., PORTIER R.
Les arcs orthodontiques à mémoire de forme : structure et propriétés.
Rev. Orthop. Dento-Faciale, 1997, 31, p.199-211.
- (19) KANTER D.
Contribution à l'étude des fils 35° copper niti® par calorimétrie différentielle à balayage : incidences cliniques.
Mémoire: CECSMO, Nancy, 2012.

- (20) KAPILA S., SACHDEVA R.
Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires.
Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop., 1989, 96, 2, p.100-109.
- (21) KUSY R.P.
A review of contemporary archwires: their properties and characteristics.
Angle Orthod., 1997, 67, 3, p.197-207.
- (22) LEBRETON C.
Alliages à mémoire de forme de type nickel titane - Fiches matériaux.
Techniques de l'ingénieur, 2004, M532, p.1-8.
- (23) LOBODYUK V.A.
Effect of copper and heat treatment on the martensitic transformation in alloys of the Ti - Ni - Cu system.
Met. Sci. Heat Treat., 2001, 43, 11-1, p.504-506.
- (24) MEHRABI K., BAHMANPOUR H., SHOKUH FAR A., et al.
Influence of chemical composition and manufacturing conditions on properties of NiTi shape memory alloys.
Mater. Sci. Eng., 2008, 481-482, p.693-696.
- (25) 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, p.41-48.
- (26) MELING T.R., ØDEGAARD J.
The effect of temperature on the elastic responses to longitudinal torsion of rectangular nickel titanium archwires.
Angle Orthod., 1998, 68, 4, p.357-368.
- (27) MIURA F., MOGI M., OHURA Y.
Japanese NiTi alloy wire: use of the direct electric resistance heat treatment method.
Eur. J. Orthod., 1988, 10, 3, p.187-191.
- (28) MIURA F., MOGI M., OHURA Y., et al.
The super-elastic Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics part III. Studies on the Japanese NiTi alloy coil springs.
Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop., 1988, 94, 2, p.89-96.
- (29) MIURA F., MOGI M., OKAMOTO Y.
New application of superelastic NiTi rectangular wire.
J. Clin. Orthod., 1990, 24, 9, p.544-548.

- (30) MOHR P.
Bilan dimensionnel des moulages orthodontiques assisté par ordinateur.
Mémoire: CECSMO, Nancy, 2006.
- (31) MOORE R.J., WATTS J.T.F., HOOD J.A.A., et al.
Intra-oral temperature variation over 24 hours.
Eur. J. Orthod., 1999, 21, 3, p.249-261.
- (32) REITAN K.
Clinical and histologic observations on tooth movement during and after orthodontic treatment.
Am. J. Orthod., 1967, 53, 10, p.721-745.
- (33) SEYYED AGHAMIRI S., NILI AHMADABADI M., RAYGAN S., et al.
The Mechanical and Thermal Behaviors of Heat-Treated Ni-Rich NiTi Orthodontic Archwires.
J. Mater. Eng. Perform., 2009, 18, 5, p.843-847.
- (34) SFODF
Dictionnaire orthognathodontie (orthopédie dento-faciale).
Paris: SFODF, 2007, 96 p.
- (35) TONG Y., LIU Y., XIE Z., et al.
Effect of precipitation on the shape memory effect of Ti50Ni25Cu25 melt-spun ribbon.
Acta Mater., 2008, 56, 8, p.1721-1732.
- (36) YEUNG K.W.K., CHEUNG K.M.C., LU W.W., et al.
Optimization of thermal treatment parameters to alter austenitic phase transition temperature of NiTi alloy for medical implant.
Mater. Sci. Eng., 2004, 383, 2, p.213-218.
- (37) ZARINEJAD M., LIU Y., TONG Y.
Transformation temperature changes due to second phase precipitation in NiTi-based shape memory alloys.
Intermetallics, 2009, 17, 11, p.914-919.

Mémoire pour le Certificat d'Etudes Cliniques Spéciales Mention Orthodontie

NANCY 2014

EGLOFF Benoît - Du traitement thermique des arcs nickel titane cuivre.

p.40, ill.18, réf.37

Mots clefs : Orthodontie, Alliages nickel-titane, Ingénierie

Résumé :

Objectifs

L'orthodontiste souhaiterait souvent modifier la forme des arcs standards pour les adapter aux arcades de ses patients, sans perdre les qualités élastiques de ces arcs. Le traitement thermique est-il approprié ?

Matériels et méthodes

L'élasticité de 30 arcs Copper Niti 35°C® est mesurée en torsion avec un banc d'essai (Brevet n°089/06480). Puis les arcs sont soumis à un traitement thermique 10 min à 450°C pendant lequel un des segments latéraux de ces 30 arcs est maintenu dans un pli à 95°. Après refroidissement l'angle de déformation stabilisé est mesuré et l'élasticité des arcs est à nouveau mesurée.

Résultats

La déformation de 95° a été maintenue partiellement : l'angle de déformation stabilisé mesuré est de 108° avec un écart type de 3°. L'élasticité des arcs n'a pas été modifiée.

Conclusions

Il est possible de stabiliser partiellement une nouvelle forme sans perte de propriétés mécaniques.

Adresse de l'auteur : EGLOFF Benoît - 1 square d'Oslo 54500 VANDŒUVRE-LES-NANCY