

Conception et réalisation d'un banc innovant de flexion/torsion pour limes endodontiques en alliages à mémoire de forme

P. XOLIN^a, S. BECKER^b, F. THIEBAUD^a, M. ENGELS-DEUTSCH^{a,c}, T. BEN ZINEB^a,

a. Université de Lorraine, CNRS, Arts et Métiers ParisTech, LEM3, F-54000 Nancy, France ;
paul.xolin@univ-lorraine.fr ; frederic.thiebaud@univ-lorraine.fr ;
marc.engels-deutsch@univ-lorraine.fr ; tarak.ben-zineb@univ-lorraine.fr

b. Université de Lorraine, CNRS, LEMTA, F-54000 Nancy, France ; simon.becker@univ-lorraine.fr

c. Université de Lorraine, Faculté d'odontologie de Lorraine, 54000 Nancy, France

Résumé :

Les limes endodontiques en Nickel Titane (NiTi) ont révolutionné la préparation canalair du traitement endodontique destiné à traiter une dent présentant une pulpe infectée. La transformation martensitique, caractéristique de cet alliage à mémoire de forme, se traduit par un comportement thermomécanique particulier très utile pour cette application : la superélasticité. Cette propriété permet à la lime endodontique de subir de larges déformations réversible, de présenter une rigidité apparente plus faible que l'acier ainsi qu'une résistance à la fatigue augmentée. Toutes ces caractéristiques permettent à la lime endodontique de négocier un canal radiculaire difficile jusqu'à l'apex. Associé à un mouvement de rotation continue, l'outil va mettre en forme le canal afin de permettre son nettoyage puis son obturation avec plus de sûreté, rapidité et reproductibilité. La courbure du canal associée à la rotation continue génère un chargement complexe sur la lime, composé principalement de flexion et de torsion. Afin de qualifier mécaniquement les outils endodontiques, la norme ISO 3630-1 propose des tests de flexion et de torsion pour les instruments canalaires. Les tests proposés sont pratiqués séparément et ne prennent pas en compte l'association combinée de ces deux chargements. Dans ce papier, nous présentons un banc de tests capable d'appliquer simultanément la flexion et la torsion et de mesurer les couples correspondants à ces sollicitations.

Abstract :

Endodontic Nickel Titanium (NiTi) files have revolutionized the root canal preparation of endodontic treatment for treating a tooth with an infected pulp. The martensitic transformation, characteristic of this shape memory alloy, results in a particular thermomechanical behavior very useful for this application : superelasticity. This property allows the endodontic file to undergo large reversible deformations, have lower apparent rigidity than stainless steel, and increased fatigue resistance. All of these characteristics allow the endodontic file to negotiate a difficult root canal to the apex. Associated with a continuous rotation motion, the tool will shape the canal to allow its cleaning and sealing with more safety, speed and reproducibility. The curvature of the canal associated with continuous rotation generates a complex

loading on the file, consisting mainly of bending and twisting. In order to mechanically qualify endodontic tools, the ISO 3630-1 standard offers bending and torsion tests for canal instruments. The tests proposed are carried out separately and do not take into account the association of these two loads. In this paper, we present a test bench able of simultaneously applying bending and torsion and measuring the corresponding torques.

Mots clefs : Banc d'essais, Lime Endodontique, Nickel-Titane, Flexion, Torsion, Chargement ; Combinées

Introduction

L'objectif principal du traitement endodontique est l'exérèse du contenu organo-minéral du système canalaire d'une dent suite à l'inflammation ou l'infection de la pulpe. Cette procédure consiste en une mise en forme et au nettoyage de l'endodonte avant son obturation tridimensionnelle étanche [1]. Cette opération se pratique essentiellement à l'aide de limes endodontiques. Initialement conçues en acier inoxydable et utilisées manuellement, les limes endodontiques actuelles sont en Nickel-Titane, un alliage à mémoire de forme (AMF) et utilisées mécaniquement en rotation continue ou en rotation alternée. Le comportement des AMF est caractérisé par la transformation d'une phase austénitique en une phase martensitique lors de chargements thermomécaniques. Cette particularité confère aux limes une superélasticité par le fait de subir de larges déformations réversibles, mais également de présenter une rigidité apparente plus faible par rapport aux limes en acier [2]. Les limes endodontiques en NiTi suivent mieux la trajectoire canalaire et respectent d'avantage sa morphologie[3]. Elles sont également plus résistantes à la fatigue occasionnée par le mouvement mécanique [4]. Durant la mise en forme canalaire, une lime endodontique est soumise à un chargement complexe, composé à la fois de flexion, due à la courbure canalaire et de torsion liée au mouvement de rotation de l'outil dans le canal dentaire. Pour caractériser une lime endodontique sur ses capacités en flexion et en torsion, la norme ISO 3630-1 cadre les tests lors de ces deux chargements. Cependant, la norme prévoit de soumettre séparément la lime à un chargement de flexion et de torsion et non pas de manière simultanée comme cela se passe lors d'un travail canalaire. Elle ne prend ainsi pas en compte les effets combinés de ces deux sollicitations. Un banc d'essais de flexion-torsion a été conçu et réalisé pour étudier la réponse des limes endodontiques soumises à des sollicitations complexes en flexion et en torsion. Ce banc d'essais applique à une lime endodontique (ou à un fil de faible diamètre) une rotation de flexion et une rotation de torsion de manière simultanée ou isolée. Par l'utilisation de différents capteurs, le banc d'essais mesure les réponses en couple de l'échantillon testé suite aux différents chargements. La méthode de chargement et de mesure des réponses de l'échantillon reste inspirée de la norme ISO 3630-1. Le banc d'essais a été qualifié en flexion et en torsion sur fils ainsi que sur différents types de limes en AMF couramment utilisées en endodontie. En particulier, ce banc a permis de mettre en évidence une réponse lors d'un chargement combiné de flexion/torsion plus souple que celles de la flexion et de la torsion, appliquées séparément, avec une diminution plus prononcée pour la réponse en flexion. Les résultats issus des essais de flexion-torsion sur fils AMF NiTi seront exploités pour la validation d'un modèle éléments finis. Il permettra de prédire la réponse d'une lime avec une nouvelle géométrie dans une optique d'amélioration des performances de travail canalaire.

Conception du banc d'essais

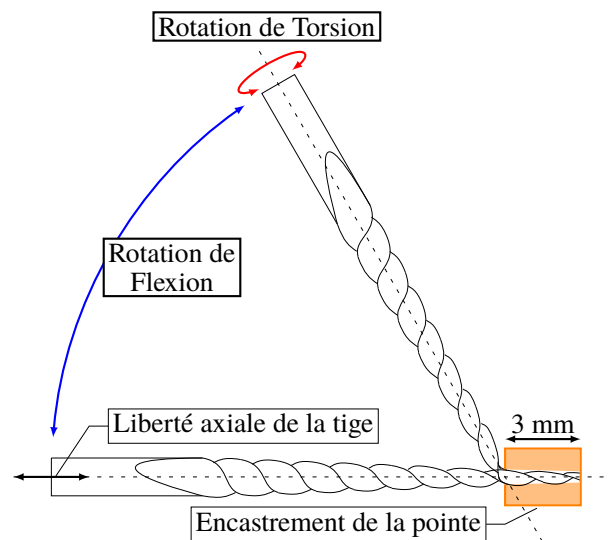


FIGURE 1 – Principe de fonctionnement du banc d'essais, la flexion et la torsion sont appliquées simultanément. La lime est encadrée sur 3 mm depuis la pointe. La rotation de flexion est positionnée sur l'axe central de la lime et à 3 mm de la pointe. L'axe de torsion est aligné avec le point de rotation de flexion. La tige a un degré de liberté dans l'axe de la lime.

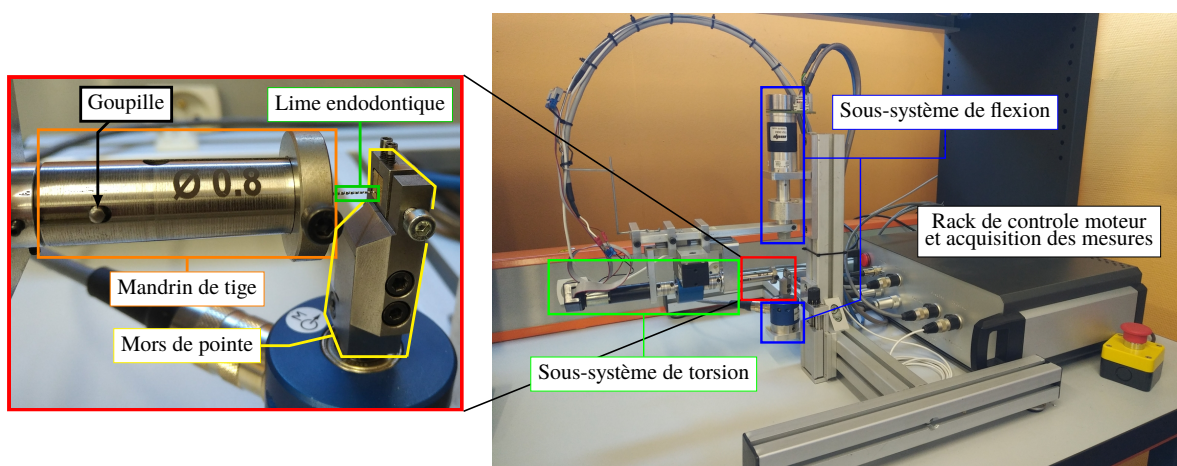


FIGURE 2 – Photos du banc d'essai. A droite, vue d'ensemble du dispositif de flexion-torsion, à gauche, zoom sur la zone de maintien de la lime.

L'objectif du banc d'essais de flexion/torsion est d'imposer un chargement combiné de flexion et de torsion à une lime endodontique ou un fil de faible diamètre en AMF. Pour appliquer ces deux chargements, les instructions fournies par la norme ISO 3630-1 sont adaptées pour obtenir simultanément les moments issus de la déformation de flexion et de torsion. Le principe du banc d'essais est décrit dans la figure 1, cela consiste à encadrer la lime endodontique ou le fil sur ses 3 premiers millimètres pour appliquer les sollicitations préconisées par la norme. Le banc d'essais a été conçu et réalisé pour mettre en œuvre le fonctionnement (figure 2). Le banc peut être décrit comme la composition de deux sous-systèmes : un sous-système de torsion et un sous-système de flexion.

Le sous-système de torsion est composé d'un actionneur pour appliquer la torsion, d'un capteur pour mesurer le moment de torsion, d'un palier pour stabiliser la rotation de torsion et d'un mandrin de tor-

sion. L'actionneur de torsion est un motoréducteur DC avec un codeur pour appliquer une rotation de torsion avec précision. Le capteur pour mesurer le couple de torsion est un capteur de couple dynamique avec une plage de mesure de ± 20 N.mm. Le palier de torsion est un arbre en acier dont la rotation est assurée par deux roulements droits. Le mandrin de torsion se place sur l'arbre du palier de torsion et permet de tenir la lime endodontique ou le fil sur sa tige. Une goupille sur l'arbre permet une rotation du mandrin solidaire entre ces pièces. Les trois composants, actionneur, capteur et palier sont reliés par des accouplements afin de corriger les désalignements axiaux et garantir une rigidité de la chaîne de transmission de la rotation de torsion. Ces composants sont connectés avec le sous-système de flexion par le biais d'une glissière qui assure un degré de liberté supplémentaire dans l'axe de l'échantillon testé.

Le sous-système de flexion est composé d'un actionneur pour appliquer la flexion, d'un capteur pour mesurer le moment de flexion, d'un palier pour stabiliser la rotation de flexion et d'un bras sur lequel est placé le sous-système de flexion. L'actionneur de flexion est un motoréducteur à courant continu avec un codeur pour appliquer une rotation de flexion précise. Le palier de flexion est un arbre en aluminium dont la rotation est assurée par deux roulements obliques positionnés en "O". Le bras de flexion est positionné sur le palier de flexion, il est lié au sous-système de torsion avec la glissière. Le capteur de flexion est un capteur de couple statique, son étendu de mesure est de ± 30 N.mm, il est positionné en face du palier de flexion, ainsi, son axe de mesure est aligné avec l'axe de rotation de l'arbre de flexion.

Le mors de pointe est positionné sur l'axe du capteur de flexion. Ce mors de pointe permet de positionner l'axe de la lime sur l'axe de flexion et d'assurer l'encastrement de la pointe durant l'essai. La cellule de pilotage des actionneurs et l'acquisition des données provenant des capteurs sont regroupés dans le rack qui fait le lien entre le programme de commande Labview[©] et le banc d'essais.

Validation sur Fils en NiTi

Essais expérimentaux

Afin de tester les capacités du banc d'essais, il est nécessaire de réaliser, dans un premier temps, des essais sur fils en NiTi. Les tests sur des fils de diamètre 0.6 mm permettent de s'affranchir des effets de structure liés à la forme des limes endodontiques, le détail de ces tests est présenté dans le tableau 1. Un test de flexion de 30° , un test de torsion de 75° et un test combinant ces deux chargements sont réalisés. Chaque test est cyclé 6 fois pour obtenir une réponse stabilisée de la structure en AMF.

Tests	Nb. Cycle	Rotation	
		Flexion	Torsion
1	6	30°	0°
2	6	0°	75°
3	6	30°	75°

TABLE 1 – Tableau d'essai pour fil en NiTi de diamètre 0.6 mm

La figure 3 montre la réponse en couple des fils en NiTi soumis à des chargements de flexion, de torsion et de flexion-torsion combinée. La réponse en couple du fil pour un chargement de flexion seule à 30° est de 26 N.mm. Pour un chargement de flexion combinée à la torsion, la réponse en couple à 30° est de 20 N.mm. Pour un chargement de torsion seule, la réponse en couple est de 17,5 N.mm. La réponse en couple pour un chargement de torsion combinée à la flexion est de 15,5 N.mm. Sur cette

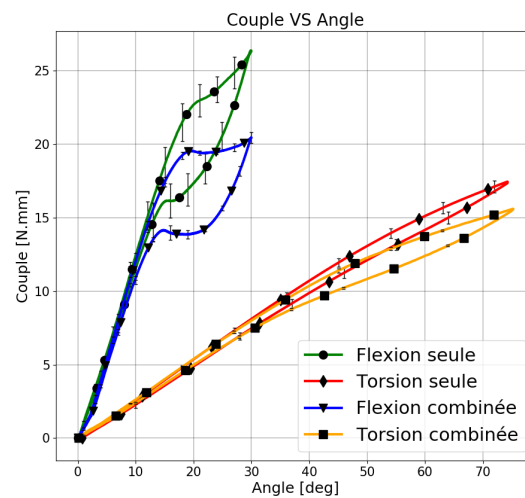


FIGURE 3 – Comparaison de flexion seule, torsion seule et flexion/torsion combinées sur des fils en NiTi de 0,6 mm de diamètre

figure la différence entre les chargements appliqués séparément et les chargements combinés est visible. En effet, une diminution de la rigidité de flexion et de torsion est observée pour un chargement combiné. La baisse de rigidité est bien plus marquée pour la réponse en flexion que la réponse en torsion. La prise en compte de l'aspect combinée des 2 sollicitations permet au banc d'essais de montrer un changement de comportement de la structure en AMF.

Essais numériques

En complément des résultats obtenus avec le banc sur des fils en NiTi et présentés dans la section précédente, une étude numérique a été réalisée avec le logiciel ABAQUS[®]. Les essais numériques représentent les tests effectués avec le banc d'essai, le comportement thermomécanique de l'AMF est représenté grâce au modèle de Chemisky et Duval [5].

Pour appliquer des conditions aux limites similaires aux conditions appliquées par le banc d'essais, deux points de références sont définis sur les fils : un point de référence pour la flexion (RPF) et un point de référence pour la torsion (RPT). La figure 4 montre le positionnement de ces points de références sur le fil en NiTi. Le RPF est placé sur l'axe du fil à 3 mm de la "pointe"¹ du fil. Sur ce point, les degrés de libertés (ddl) en translation (UX, UY et UZ) du RPF sont fixés à zéro, les ddl de rotation (θX et θZ) sont fixes, le ddl θY applique la rotation de flexion θ_F . Le RPF est lié rigidement aux nœuds situés dans les trois premiers millimètres de la pointe. Lors de la simulation, ces points sont entraînés en rotation autour de l'axe Y sur le RPF, cela applique un chargement de flexion sur fil similaire à celui appliqué par le banc d'essais. Le RPT est positionné sur l'axe du fil sur la surface de la "tige"². Sur ce point, les ddl en translation (UY et UZ) du RPF sont fixés à zéro, le ddl UX est laissé libre pour représenter la liaison glissière du banc d'essai. Les ddl de rotation (θY et θZ) sont fixes, le ddl θX applique la rotation de torsion. Le RPT est lié rigidement aux nœuds situés sur la surface de la "tige". Lors de la simulation, ces points sont entraînés en rotation autour de l'axe X sur le RPT.

1. La notion de pointe ici fait référence à la partie qui est encastrée sur les trois premiers millimètres de l'échantillon par le mors de pointe

2. La notion de tige ici fait référence à la partie qui est maintenue dans le mandrin de torsion

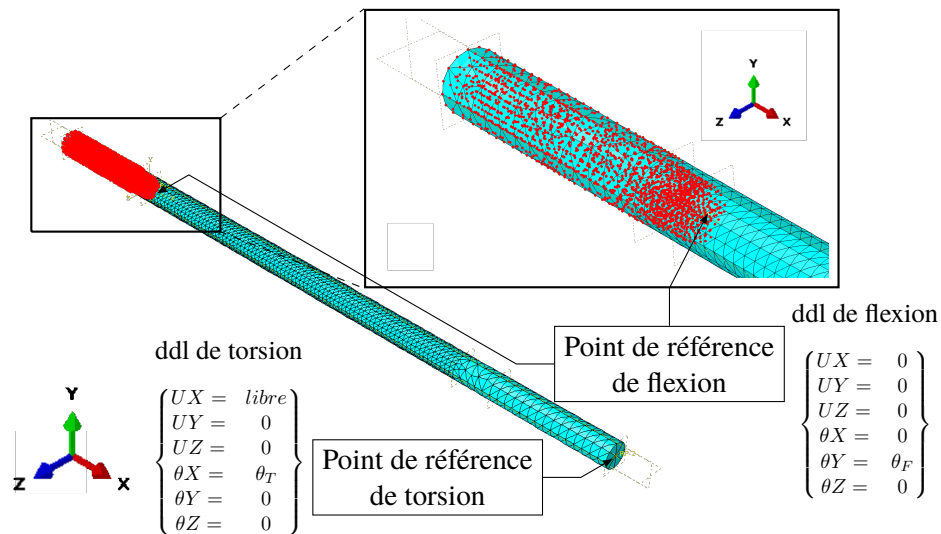
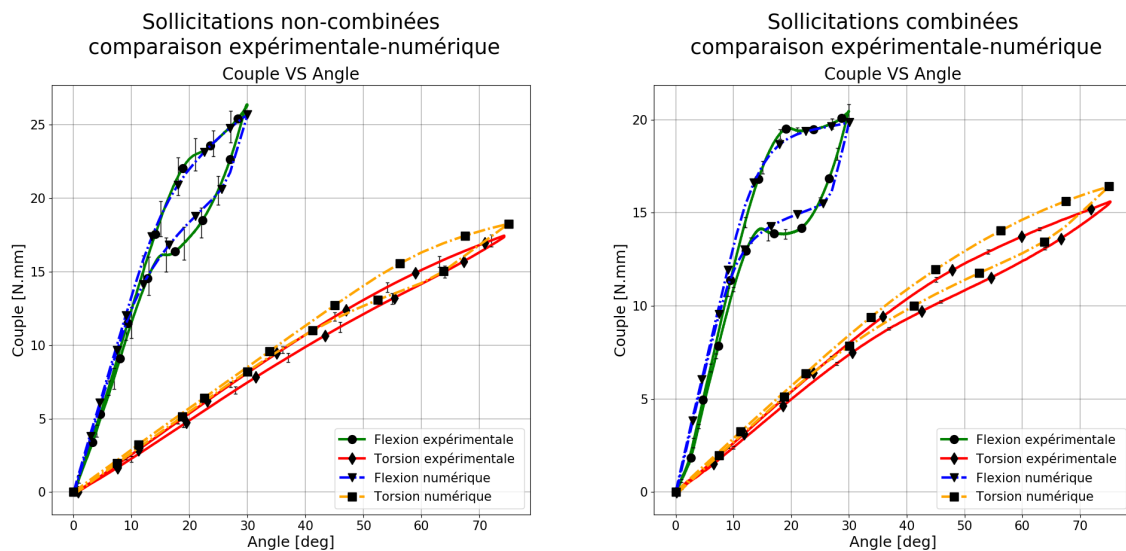


FIGURE 4 – Détail des conditions aux limites appliqués sur le maillage d'une CAO de fil soumis numériquement à un chargement de flexion/torsion

Les résultats de ces simulations sont présentés dans la figure 5a pour les sollicitations non combinées et dans la figure 5b pour les sollicitations combinées. Sur ces figures, les simulations présentent des résultats concordants avec les mesures expérimentales. La modélisation proposée respecte les conditions aux limites appliqués par le banc d'essais aux fils en AMF et permet de valider les résultats fournis par le dispositif expérimental.



(a) Comparaison pour une application de flexion seule et (b) Comparaison pour une application de flexion/torsion combinée

FIGURE 5 – Comparaison expérimentale et numérique pour un fil en NiTi de 0,6 mm de diamètre

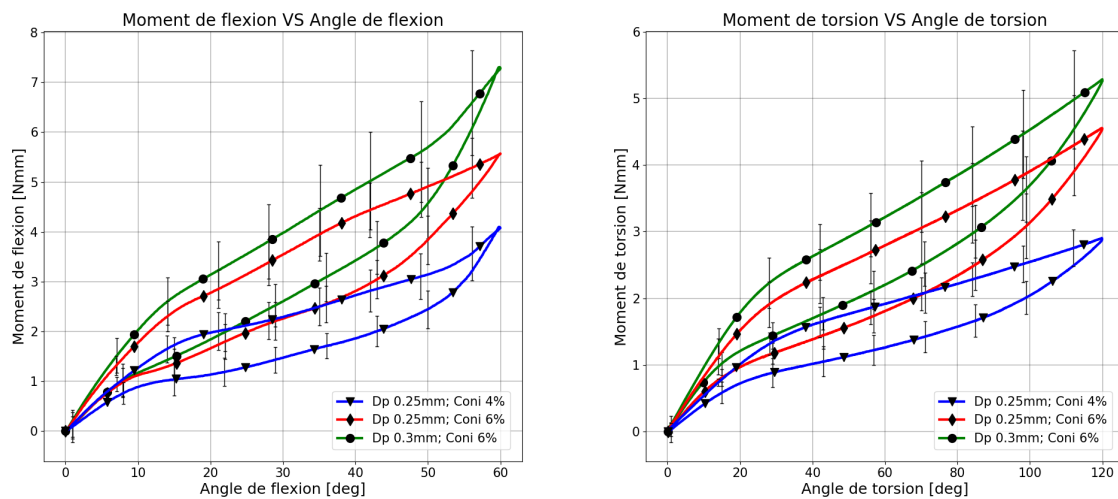
Tests sur limes endodontiques

Des tests de flexion, de torsion et de flexion/torsion combinée sont également effectués sur des limes endodontiques. Les limes F360 SkyTaper avec un diamètre de pointe de 0,25 mm et F6 SkyTaper avec

un diamètre de pointe de 0,25 mm et 0,30 mm sont utilisées pour réaliser ces essais. Ces limes ont été choisies pour leurs faibles variations de géométrie, à savoir le diamètre de pointe (D_p) de 0,25 mm et 0,30 mm et la conicité (Coni) de 4% et 6%. Le tableau 2 présente le protocole de test réalisé pour tester ces limes.

Tests	Nb. Cycle	Rotation	
		Flexion	Torsion
1	4	60°	0°
2	4	0°	120°
3	4	60°	120°

TABLE 2 – Tableau d'essai pour les limes endodontiques



(a) Comparaison pour un chargement de flexion

(b) Comparaison pour un chargement de torsion

FIGURE 6 – Comparaison de la réponse de limes endodontiques de différentes géométries

Les figures 6a, 6b et 7 présentent les résultats comparés de ces limes endodontiques pour des chargements de flexion, torsion et flexion/torsion combinée respectivement. Pour chaque chargement, on constate que plus le diamètre de pointe et la conicité sont élevés, plus la rigidité apparente de la lime est importante. Ces observations sont conformes aux résultats retrouvés dans la littérature [6, 7]. Sur les figures 6a, 6b et 7, on voit une perte de rigidité lors des chargements combinés de flexion et de torsion par rapport aux chargements appliqués séparément. Les tendances observées dans les tests réalisés sur des fils en NiTi sont retrouvés sur les limes en NiTi. Le banc d'essais montre ainsi que les résultats obtenus pour des chargements classiques de flexion et de torsion correspondent bien aux attentes. La combinaison de la flexion et de la torsion permet de montrer la nécessité d'associer ces deux chargements pour une meilleure caractérisation des limes endodontiques actuelles et futures.

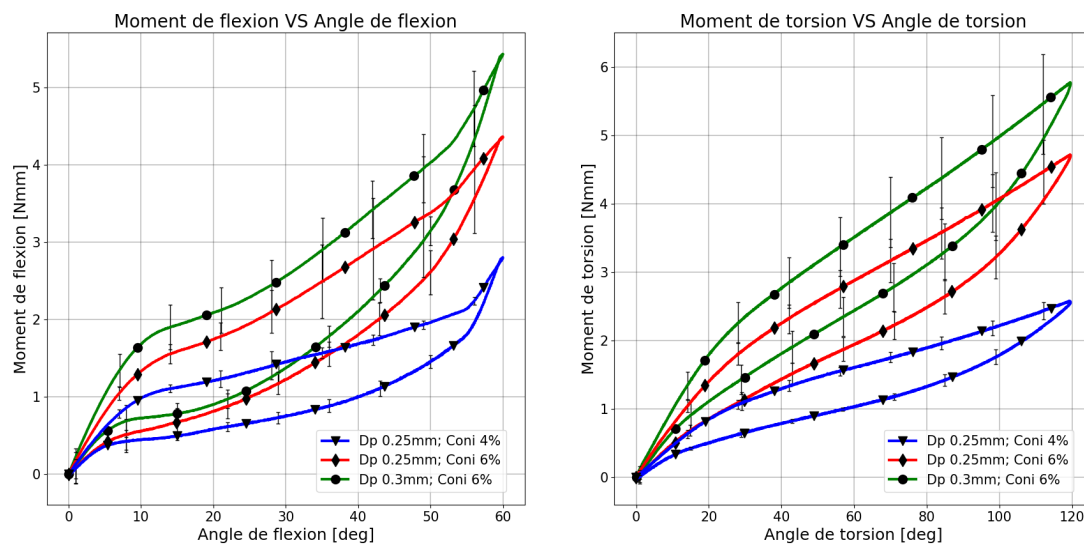


FIGURE 7 – Comparaison de la réponse de limes endodontiques de différentes géométries pour un chargement de flexion/torsion combinée

Conclusion

Les résultats obtenus avec le banc d'essais montrent que l'application combinée de la flexion et de la torsion influence la rigidité d'un fil en NiTi et par extension la rigidité d'une lime endodontique. La seule prise en compte de la flexion, ou de la torsion, ne permet pas d'apprécier complètement la réponse d'une lime endodontique en NiTi lors du travail de mise en forme canalaire. De plus, la comparaison entre les résultats expérimentaux et les résultats numériques montre une corrélation entre le banc d'essais et les calculs numériques. Il est donc possible d'exploiter les résultats du banc d'essais et utiliser l'outil numérique pour améliorer les performances des systèmes endodontiques soumis aux chargements en flexion-torsion. Parallèlement aux nouvelles améliorations, ce banc d'essais pourra être utilisé pour tester de nouveaux instruments de préparation canaux en endodontie.

Références

- [1] H. Schilder, "Cleaning and shaping the root canal," *Dental Clinic North America*, vol. 18, no. 2, pp. 269–96, 1974.
- [2] L. Sun, W. M. Huang, Z. Ding, Y. Zhao, C. C. Wang, H. Purnawali, and C. Tang, "Stimulus-responsive shape memory materials : A review," *Materials and Design*, vol. 33, pp. 577–640, 2012.
- [3] F. Paleker and P. J Van Der Vyver, "Comparison of Canal Transportation and Centering Ability of K-files, ProGlider File, and G-Files : A Micro-Computed Tomography Study of Curved Root Canals," *Journal of Endodontics*, vol. 42, no. 7, pp. 1105–1109, 2016.
- [4] E. Pedullà, F. L. Savio, S. Boninelli, G. Plotino, N. M. Grande, and E. Rapisarda, "Influence of cyclic torsional preloading on cyclic fatigue resistance of nickel – titanium instruments," *International Endodontic Journal*, pp. 1–8, 2014.

-
- [5] Y. Chemisky, A. Duval, E. Patoor, and T. Ben Zineb, “Constitutive model for shape memory alloys including phase transformation, martensitic reorientation and twins accommodation,” *Mechanics of Materials*, vol. 43, no. 7, pp. 361–376, 2011.
- [6] E. Schäfer, A. Dzepina, and G. Danesh, “Bending properties of rotary nickel-titanium instruments,” *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, vol. 96, no. 6, pp. 757–763, 2003.
- [7] E. Schäfer and J. Tepel, “Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 2. Instrumentation of curved canals,” *Journal of Endodontics*, vol. 25, no. 1, pp. 56–59, 1999.