



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-thesesexercice-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>

ACADEMIE DE NANCY-METZ
UNIVERSITÉ DE LORRAINE
FACULTÉ D'ODONTOLOGIE

ANNÉE 2017

N° 9866

THÈSE

pour le

DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

par

François LESIEUR

né le 12 Novembre 1991 à LAXOU (54)

**Étude du comportement mécanique de limes
endodontiques en alliage à mémoire de forme durant la
préparation canalaire**

présentée et soutenue publiquement le

Lundi 11 Septembre 2017

Examineurs de la thèse :

Pr. C. STRAZIELLE

Professeur des Universités

Président

Dr. M. ENGELS-DEUTSCH

Maître de conférences des Universités

Co-directeur de thèse

Dr. M. VINCENT

Maître de conférences des Universités associé

Co-directeur de thèse

Pr. T. BEN ZINEB

Professeur des Universités

Juge

Dr. F. THIEBAUD

Maître de conférences des Universités

Juge

Par délibération en date du 11 décembre 1972, la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui seront présentées doivent être considérées comme propre à leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner aucune approbation ni improbation.

**Président : Professeur Pierre MUTZENHARDT****Doyen : Professeur Jean-Marc MARTRETTE****Vice-Doyens : Dr Céline CLEMENT – Dr Rémy BALTHAZARD – Dr Anne-Sophie VAILLANT****Membres Honoraires : Dr L. BABEL – Pr. S. DURIVAUX – Pr A. FONTAINE – Pr G. JACQUART – Pr D. ROZENCWEIG - Pr ARTIS - Pr M. VIVIER *****Doyens Honoraires : Pr J. VADOT, Pr J.P. LOUIS****Maître de conférences CUM MERITO : Dr C. ARCHIEN**

Sous-section 56-01 Odontologie pédiatrique	Mme	DROZ Dominique	Maître de Conférences *
	Mme	JAGER Stéphanie	Maître de Conférences *
	M.	PREVOST Jacques	Maître de Conférences
	Mme	HERNANDEZ Magali	Assistante *
	M.	LEFAURE Quentin	Assistant
	M.	MERCIER Thomas	Assistant *
Sous-section 56-02 Orthopédie Dento-Faciale	Mme	FILLEUL Marie Pierryle	Professeur des Universités *
	M.	EGLOFF Benoît	Maître de Conférences *
	Mme	GREGOIRE Johanne	Assistante
Sous-section 56-03 Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale	Mme	CLEMENT Céline	Maître de Conférences *
	Mme	LACZNY Emily	Assistante
	Mme	NASREDDINE Greyce	Assistante
	M.	BAUDET Alexandre	Assistant
Sous-section 57-01 Parodontologie	M.	AMBROSINI Pascal	Professeur des Universités *
	Mme	BISSON Catherine	Maître de Conférences *
	M.	JOSEPH David	Maître de Conférences *
	M.	PENAUD Jacques	Maître de Conférences
	Mme	MAYER-COUPIN Florence	Assistante
	Mme	PAOLI Nathalie	Assistante *
Sous-section 57-02 Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique, Anesthésiologie et Réanimation	Mme	GUILLET-THIBAUT Julie	Maître de Conférences *
	M.	BRAVETTI Pierre	Maître de Conférences
	Mme	PHULPIN Bérengère	Maître de Conférences *
	M.	DELAITRE Bruno	Assistant
	Mme	KICHENBRAND Charlène	Assistante *
	Mme	NACHIT Myriam	Assistante
Sous-section 57-03 Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)	M.	YASUKAWA Kazutoyo	Maître de Conférences *
	M.	MARTRETTE Jean-Marc	Professeur des Universités *
	Mme	EGLOFF-JURAS Claire	Assistante*
Sous-section 58-01 Odontologie Conservatrice, Endodontie	M.	MORTIER Éric	Maître de Conférences *
	M.	AMORY Christophe	Maître de Conférences
	M.	BALTHAZARD Rémy	Maître de Conférences *
	M.	ENGELS-DEUTSCH Marc	Maître de Conférences
	M.	GEVREY Alexis	Assistant
	Mme	GEBHARD Cécile	Assistante
	M.	VINCENT Marin	Maître de Conférences Associé
Sous-section 58-02 Prothèses (Prothèse conjointe, Prothèse adjointe partielle, Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale)	M.	DE MARCH Pascal	Maître de Conférences
	M.	SCHOUVER Jacques	Maître de Conférences
	Mme	VAILLANT Anne-Sophie	Maître de Conférences *
	Mme	CORNE Pascale	Maître de Conférences Associé *
	M.	GILLET Marc	Assistant
	M.	HIRTZ Pierre	Assistant *
	M.	KANNENGIESSER François	Assistant
	Mme	MOEHREL Bethsabée	Assistante*
	M.	VUILLAUME Florian	Assistant
Sous-section 58-03 Sciences Anatomiques et Physiologiques Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie	Mme	STRAZIELLE Catherine	Professeur des Universités *
	Mme	MOBY Vanessa (Stutzmann)	Maître de Conférences *
	M.	SALOMON Jean-Pierre	Maître de Conférences
	M.	KARKABA Alaa	Assistant Associé

À NOTRE PRÉSIDENT DE THÈSE,

Madame le Professeur Catherine STRAZIELLE,

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Neurosciences

Professeur des Universités - Praticien Hospitalier

Responsable de la sous-section : Sciences Anatomiques et Physiologiques,
Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie

*Nous vous remercions de nous avoir fait
l'honneur de présider notre thèse.*

*Nous vous sommes également reconnaissants
pour tous ces enseignements au cours de notre
cursus universitaire, pour votre disponibilité, votre
patience ainsi que votre compréhension.*

*Veillez trouver en ce travail, l'expression de
notre profonde gratitude.*

À NOTRE CO-DIRECTEUR DE THÈSE,

Monsieur le Docteur Marc ENGELS-DEUTSCH,

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université Louis Pasteur, Strasbourg

Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

Sous-section : Odontologie Conservatrice – Endodontie

Nous vous sommes très reconnaissants de nous avoir proposé spontanément de juger et de co-diriger cette thèse.

Nous vous remercions sincèrement pour tout ce que vous nous avez apporté tant sur le plan personnel et humain, que sur le plan professionnel. Votre rigueur, vos enseignements, ainsi que vos précieux conseils persisteront au delà de nos années d'études.

Puissiez-vous trouver ici, l'expression de nos remerciements les plus sincères, ainsi que de notre profond respect.

À NOTRE CO-DIRECTEUR DE THÈSE,

Monsieur le Docteur Marin VINCENT,

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Sciences Mécaniques et Énergétiques

Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

Sous-section : Odontologie Conservatrice – Endodontie

*Nous vous remercions sincèrement d'avoir
accepté de juger et de co-diriger ce travail.*

*Nous vous sommes très reconnaissants pour
votre gentillesse, votre disponibilité ainsi que votre
dévouement durant ces cinq années
d'apprentissage de l'art dentaire au sein de la
faculté d'odontologie.*

*Veillez trouver ici le témoignage de notre
profonde considération.*

À NOTRE JUGE,

Monsieur le Professeur Tarak BEN ZINEB,

Docteur en Mécanique des Structures
Professeur des Universités
Habilitation à Diriger des Recherches
Directeur des Études de Polytech Nancy
Section : Enseignement et Recherche

Nous vous sommes très reconnaissants de nous faire l'honneur de juger notre travail.

Nous vous remercions également pour votre disponibilité et votre aide précieuse dans l'élaboration de cette thèse.

Veillez retrouver en ce travail l'expression de notre sincère gratitude.

À NOTRE JUGE,

Monsieur le Docteur Frédéric THIEBAUD,

Docteur en Mécanique des Structures

Docteur en Génie Mécanique et Génie Civil

Maître de Conférences des Universités

*Nous vous remercions profondément d'avoir
accepté de juger notre thèse.*

*Nous vous sommes très reconnaissants pour
votre disponibilité, votre confiance et votre
gentillesse durant l'élaboration de ce projet.*

*Veillez trouver en ce travail l'expression de
notre sincère gratitude.*

SOMMAIRE

- 1 Introduction
- 2 Historique et état de l'art de la mise en forme canalaire
 - 2.1 La mise en forme canalaire manuelle
 - 2.2 La mise en forme canalaire mécanisée
 - 2.3 La rotation continue
 - 2.4 L'évolution des instruments endodontiques en rotation continue
- 3 Présentation du projet
- 4 Matériel de test
 - 4.1 La machine de compression/traction
 - 4.2 Le contre-angle de rotation continue
 - 4.3 Les blocs en résine
 - 4.4 Les différents systèmes à tester
 - 4.5 Le dispositif de mise en place
 - 4.6 Le logiciel pilote de l'appareil : TestExpert® II
- 5 Méthode de test
 - 5.1 Les tests sans irrigation : cyclage simple
 - 5.2 Les tests avec irrigation : l'essai libre
- 6 Résultats
 - 6.1 Les broches MICRO-MEGA® en nickel-titane
 - 6.2 Le système MICRO-MEGA® : Revo-S®
 - 6.3 Le système Dentsply Maillefer® : ProTaper Universal®
 - 6.4 Le système CMA®
 - 6.5 Le système Coltène Endo® : Hyflex CM®
 - 6.6 Les broches MICRO-MEGA® en CuAlBe de conicité 2%, de diamètre 25/100^e de millimètre
 - 6.7 Synthèse
- 7 Discussion
 - 7.1 Les alliages
 - 7.2 Le banc d'essai
- 8 Conclusion

TABLES DES ILLUSTRATIONS

Figure 1 : Image en coupe de l'organe dentaire	1
Figure 2 : Différence entre le système canalaire existant (à gauche) et le canal préparé (à droite).....	2
Figure 3 : Photo d'une lime endodontique	5
Figure 4 : Les différents instruments manuels et leur section respective (de haut en bas : le tir-nerf, la broche, la lime K et MMC®, la lime H ou racleur et MME®)	6
Figure 5 : Libération des contraintes coronaires par élargissement des deux premiers tiers canaux, puis passage jusqu'à la longueur de travail (LT).	7
Figure 6 : Profil et section du Girofile®	8
Figure 7 : Profil et section du RISPI®	9
Figure 8 : Profil et section de l'Heli-Giro-File®	9
Figure 9 : Profil des instruments Sonic Air®	9
Figure 10 : Mode d'action des instruments soniques.....	10
Figure 11 : Profil du Canal Master®	11
Figure 12 : Séquence instrumentale du Canal Master®	11
Figure 13 : Système iRace® de FKG® (utilisé en mouvement de rotation continue)	12
Figure 14 : Instrument unique pour préparation canalaire : WaveOne® Gold de Dentsply Maillefer® (utilisé en mouvement de réciprocity).....	12
Figure 15 : Structure cristalline du NiTi.....	14
Figure 16 : Modélisation de la transformation martensitique au niveau atomique et de la maille cristalline	15
Figure 17 : Différence des diagrammes de phase entre un AMF poly et monocristallin	16
Figure 18 : Diagramme de Claudius Claperon pour l'effet superélastique (en fonction d'une contrainte σ , de la température T et de la déformation en résultant ϵ).....	16
Figure 19 : Diagramme de Claudius Claperon pour l'effet mémoire de forme et variation de phase en fonction de la température.....	17
Figure 20 : Le système Hyflex CM® et l'effet mémoire de forme après stérilisation.	18
Figure 21 : Géométrie de différents systèmes.....	24
Figure 22 : Différence entre les sections de coupe du ProTaper® Universal (a.) et du ProTaper® Next (b.)	26

Figure 23 : Exemples de différentes sections de coupe instrumentale.....	26
Figure 24 : La section peut être excentrée du centre de rotation instrumental	27
Figure 25 : Photo de la machine de compression/traction.....	35
Figure 26 : Photos du moteur X-SMART® de Dentsply Maillefer®	36
Figure 27 : Photo d'un bloc en résine courbé à 30°	37
Figure 28 : Photo des broches MICRO-MEGA® en CuAlBe monocristallin (au-dessus) et NiTi polycristallin (en dessous)	37
Figure 29 : Fiche constructeur du système Revo-S®	38
Figure 30 : Profil de l'instrument SX	39
Figure 31 : Profil de l'instrument S1	39
Figure 32 : Profil des instruments de F1 à F5.....	40
Figure 33 : Tableau récapitulatif des caractéristiques des instrument F1 à F5.....	40
Figure 34 : Fiche CMA®.....	41
Figure 35 : Illustration de la capacité des alliages « CM ».....	41
Figure 36 : Limes Hyflex® CM.....	42
Figure 37 : Fiche Hyflex® CM.....	43
Figure 38 : Photos du dispositif de montage.....	44
Figure 39 : Logiciel TestXpert® II	45
Figure 40 : Graphique type d'un test en cyclage	46
Figure 41 : Photo du dispositif de test en place	47
Figure 42 : Photo finale d'un test de cyclage sans irrigation (lime MICRO-MEGA® 25/100 ^e , 2%).....	48
Figure 43 : Courbe décrivant la force exercée sur le contre-angle en fonction de la profondeur de pénétration canalaire pour une lime MICRO-MEGA® de 25/100 ^e de conicité 2%	48
Figure 44 : Photo finale de test lime 25/100 ^e	53
Figure 45 : Graphique du test lime 25/100 ^e	53
Figure 46 : Photo du test lime 30/100 ^e	54
Figure 47 : Graphique du test lime 30/100 ^e	54
Figure 48 : Graphique du test de l'Endoflare®.....	55
Figure 49 : Graphique du test du SC1	56
Figure 50 : Graphiques du test du SC2	57
Figure 51 : Graphiques du test du SU	57
Figure 52 : Photo finale du test du système Revo-S® de MICRO-MEGA®.....	58

Figure 53 : Graphique du test du SX	59
Figure 54 : Graphique du test du S2.....	59
Figure 55 : Graphique du test du F1	60
Figure 56 : Graphique du test du F2.....	60
Figure 57 : Graphiques du test du F3.....	61
Figure 58 : Photo finale du test du système ProTaper Universal®	62
Figure 59 : Graphique du test du Coronal®.....	63
Figure 60 : Graphique du test du Median®.....	63
Figure 61 : Graphiques du test de l'Apical® Fine A1	64
Figure 62 : Graphique du test de l'Apical® A2.....	64
Figure 63 : Photo finale du test du système CMA®.....	65
Figure 64 : Graphique de test de la lime 06-20.....	66
Figure 65 : Graphique du test de la lime 04-25.....	66
Figure 66 : Graphique du test de la lime 04-30.....	67
Figure 67 : Graphique du test de la lime 04-40.....	67
Figure 68 : Photo finale du test du système Hyflex CM®	67
Figure 69 : Graphique du test de la lime 25/100 ^e de millimètre, en CuAlBe	68
Figure 70 : Photo finale du test de la lime 25/100 ^e de millimètre, en CuAlBe	69
Figure 71 : Les différences de comportement intra-canalair selon la rigidité instrumentale (à gauche la rigidité est plus faible qu'à droite)	81
Figure 72 : Photo d'un flou de mesure.....	85
Figure 73 : Rotation d'un instrument selon la coïncidence entre l'axe de révolution et son axe de symétrie (ou axe instrumental).....	85

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : comparaison des caractéristiques des instruments NiTi torsadés et usinés.....	31
Tableau 2 : Récapitulatif des tests des différents systèmes en NiTi.....	70
Tableau 3 : Comparatif des différentes erreurs de préparation canalaire selon le système	72
Tableau 4 : Les différentes forces de pression exercées sur les instruments lors du travail canalaire	76
Tableau 5 : Les différentes forces de vissage/d'aspiration exercées sur les instruments lors du travail canalaire.....	78

1 Introduction

« L'endodontie est une discipline de l'odontologie qui concerne la prévention, le diagnostic et le traitement des maladies de la pulpe et des manifestations péri-radicales associées.[...] La finalité de tout traitement endodontique est d'assurer le maintien de l'organe dentaire dans un état de santé permanent en prévenant l'apparition des lésions péri-apicales, ou en les éliminant lorsqu'elles existent. » (Laurichesse et al. 1986)

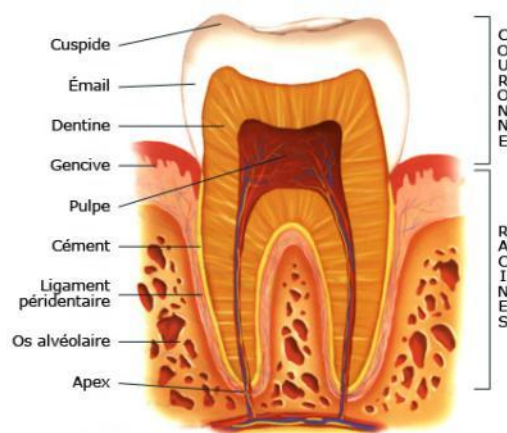


Figure 1 : Image en coupe de l'organe dentaire
(source : http://www.studiodentaire.com/images/fr/tooth_fr.jpg)

Le traitement endodontique se définit de nos jours comme une lutte acharnée contre les micro-organismes responsables des nécroses pulpaire, des lésions inflammatoires périradicales d'origine endodontique (ou LIPOE). En effet les micro-organismes présents dans le milieu buccal sont à l'origine des atteintes pulpaire par colonisation primaire ou secondaire. Nous retrouvons quatre voies de contamination pulpaire : la carie (partant de l'émail vers la pulpe), les anomalies dentaires (puits, fissures, fêlures, fractures, etc.), la voie parodontale et enfin la voie générale ou anachorèse (Simon et al. 2012).

Une fois la pulpe envahie, ces bactéries peuvent alors pénétrer les parois dentinaires sur plus de 100 micromètres d'épaisseur (Perez et al. 1993 ; Matsuo et al. 2003 ; Gutiérrez et al. 1990 ; Sen et al. 1995 ; Love 1996). De plus, une fois dans cet environnement, isolées de la voie sanguine et donc du système immunitaire de l'hôte et des apports antibiotiques, les micro-organismes élaborent un véritable biofilm : c'est à dire « *une barrière contre les facteurs extérieurs* » (Simon et al. 2012).

Le traitement endodontique consiste donc en une élimination totale des micro-organismes ayant infiltré le complexe dentino-pulpaire.

« Il est cependant illusoire de vouloir aboutir à une « stérilisation » du canal infecté. Une élimination totale des bactéries n'est pas envisageable mais nos manœuvres thérapeutiques doivent tendre vers une réduction significative de la charge bactérienne canalaire pour permettre d'atteindre un « taux critique » acceptable et garant du succès du traitement endodontique. » (Simon et al. 2012).

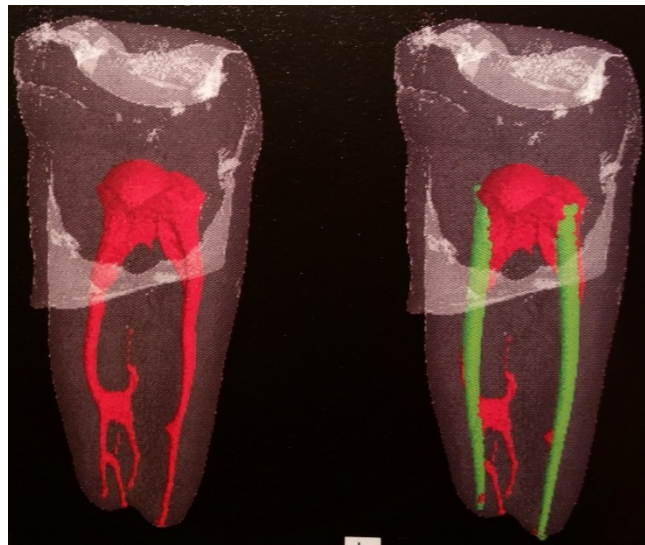


Figure 2 : Différence entre le système canalaire existant (à gauche) et le canal préparé (à droite)

(source : Simon et al. 2012)

Pour atteindre un tel objectif, le traitement endodontique est décomposé en plusieurs étapes successives garantant d'une bonne désinfection chimio-mécanique du système endo-canalair et permettant une obturation canalair tridimensionnelle et étanche.

Ces étapes sont :

- l'anesthésie,
- la pose du champ opératoire ou « digue »,
- l'éviction carieuse totale avant trépanation (si possible),
- la constitution d'une cavité endodontique (CAE) adéquate (élimination de tout le plafond de la chambre pulpaire, quatre parois de dépouille, un accès direct à toutes les entrées canalair),
- la mise en place immédiate de l'irrigation à l'hypochlorite de sodium de concentration comprise entre 0,5 et 5,25% en masse (irrigation à renouveler après chaque instrument ou chaque couple d'instruments canalair),
- la préparation canalair divisée en deux temps : le cathétérisme et l'élargissement canalair (une fois la longueur optimale de travail déterminée : la LOT),
- L'irrigation finale à l'EDTA (acide éthylène-diamine-tétra-acétique) à 17% et à l'hypochlorite de sodium suivi du séchage canalair à l'aide de pointes de papier stériles,
- l'obturation canalair tridimensionnelle étanche,
- l'obturation coronaire étanche. Celle-ci peut être obtenue par plusieurs techniques :
 - grâce aux soins conservateurs : ici nous distinguerons deux parties des soins : le fond de cavité (permettant l'obturation camérale) et le soin s'incrémentant coronairement. Nous retrouvons plusieurs choix thérapeutiques :
 - l'amalgame dentaire : avec en fond de cavité du ciment d'orthophosphate de zinc eugéno, un CVI/CVIMAR (Ciment Verre Ionomère Modifié par Adjonction de Résine) ou de l'IRM
 - la résine composite avec un fond de cavité en CVI/CVIMAR

- les inlays/onlays/overlays avec un fond de cavité à la résine composite (pour permettre le collage)
- grâce aux soins prothétiques : avec mise en place d'un inlaycore scellé et d'une reconstruction coronaire par une couronne provisoire (si un délai de cicatrisation apical doit être observé) ou par une couronne d'usage.

La mise en forme canalaire est une étape prédominante qui est soumise à un grand nombre de techniques et à une évolution permanente. Il n'y a encore que quelques années, celle-ci était réalisée de manière purement manuelle. De nos jours, la mise en forme canalaire est surtout réalisée de manière mécanisée car elle permet un gain de temps et une meilleure efficacité en termes de sûreté et de reproductibilité de l'acte (Esposito et Cunningham 1995 ; Glosson et al. 1995 ; Zmener et Balbachan 1995 ; Short et al. 1997 ; Schäfer et Florek 2003 ; Necchi et al. 2008).

2 Historique et état de l'art de la mise en forme canalaire

2.1 La mise en forme canalaire manuelle

Un instrument endodontique manuel se décompose en trois parties : le manche, la lame active et la tige (seule cette dernière peut être de longueur variable, Figure 3 : Photo d'une lime endodontique). En général, on retrouve des instruments de 21, 25 et 29 mm de longueur. Chaque instrument respecte la norme ISO 3630 et est caractérisé par :

- un diamètre de pointe (son diamètre apical correspondant à son numéro) allant de 06/100^e de millimètre à 140/100^e de millimètre (respectant un code couleur correspondant à la norme ISO),
- une conicité constante de 2% (norme ISO).



Figure 3 : Photo d'une lime endodontique

Les instruments endodontiques manuels sont regroupés en trois catégories :

- les tire-nerfs : de corps parallèle avec des barbelures pour permettre le retrait du paquet vasculo-nerveux pulpaire en une fois ;
- les broches : de section triangulaire, elles sont généralement torsadées et possèdent un nombre réduit de spires comparées aux limes K ; elles sont inefficaces en traction pure et doivent être utilisées en rotation/traction ;
- les limes :
 - les limes K et MMC® : généralement de section carrée et torsadée (mais qui peuvent aussi être triangulaire pour plus de flexibilité et d'efficacité [FlexoFile® de Dentsply Maillefer®, Triple-Flex® de Synbron-Endo®] ou losangique [K-Flex® de Synbron-Endo®]), utilisée en traction pure ou en rotation/traction ou même en rotation horaire/anti-horaire (Flex-R®, FlexoFile®) ; ces limes servent au cathétérisme canalaire ;

- Les limes H ou racleurs et MME® : de section ronde, obtenues par usinage, elles possèdent un profil ressemblant à celui d'une vis à bois avec des arêtes très agressives ; elles restent néanmoins très fragiles et sont utilisées en traction pure pour élargir le canal suite au passage d'une broche ou d'une lime K/MMC® de même diamètre apical (brossage pariétal) ;
- Les limes en nickel-titane (NiTi) : créées à la fin des années 80, comme le Nitiflex® (Dentsply Maillefer®). Elles présentent un diamètre de pointe de 15/100^e de millimètre mais sont beaucoup plus flexibles que leurs homologues en acier inoxydable (Walia et al. 1988).

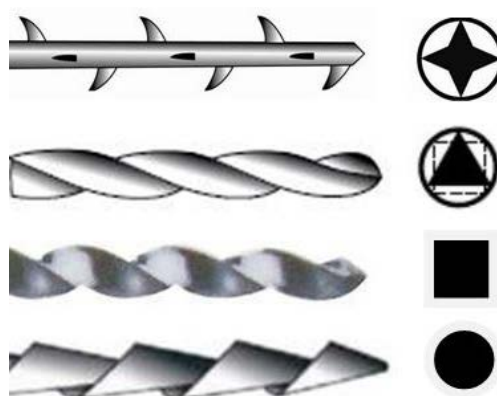


Figure 4 : Les différents instruments manuels et leur section respective (de haut en bas : le tire-nerf, la broche, la lime K et MMC®, la lime H ou racleur et MME®)

Schilder en 1974, décrit la mise en forme canalaire idéale (technique du « *step-back* ») qui consiste en un élargissement progressif du canal en diminuant au fur et à mesure le diamètre instrumental jusqu'à atteindre la LOT (Longueur Optimale de Travail). Cette technique doit :

- avoir une conicité continue de l'apex à la chambre pulpaire,
- respecter la trajectoire originelle du canal,
- donner une mise en forme suffisante à la jonction du tiers apical et des deux tiers coronaires,
- maintenir le foramen apical le plus étroit possible dans sa position initiale.

Kerekes et Tronstad en 1979, et Byström et Sundqvist en 1983 ont une autre approche de la mise en forme canalaire idéale : il faut éliminer la dentine infectée. Les préparations seront donc cylindriques et non coniques. Cette technique est toujours enseignée en Norvège (Simon et al. 2012).

Enfin, arrive la technique de l'ampliation canalaire. C'est une technique qui est toujours d'actualité, surtout dans les mises en forme mécanisées et la rotation continue (décrites dans la sous-partie suivante 1.2). Elle consiste à diviser la mise en forme canalaire en trois étapes (Marmotte 2000):

- le cathétérisme,
- l'élargissement des deux tiers coronaires,
- l'élargissement du tiers apical.

Cette technique permet de supprimer les contraintes des deux premiers tiers du canal avant de s'intéresser au tiers apical (Figure 5 : Libération des contraintes coronaires par élargissement des deux premiers tiers canaux, puis passage jusqu'à la longueur de travail (LT)). Cela permet d'atteindre plus facilement la longueur de travail.



Figure 5 : Libération des contraintes coronaires par élargissement des deux premiers tiers canaux, puis passage jusqu'à la longueur de travail (LT).

(source : http://www.sbr.fr/xul_controller.php?module=media&action=Display&cmpref=826802&lang=fr)

Cependant les traitements endodontiques uniquement réalisés à l'aide d'instruments manuels restaient extrêmement chronophages et fastidieux. De plus les résultats étaient très opérateur dépendant.

Dès les années 60, des moyens de préparation canalaire mécanisés apparaissent pour permettre une reproductibilité des préparations et palier le facteur temps (Simon et al. 2012).

2.2 La mise en forme canalaire mécanisée

La mécanisation de la préparation canalaire a commencé par le développement de différentes pièces à main spécifiques et différents types d'instruments ou de séquences instrumentales.

2.2.1 La technique de l'appui pariétal

Au départ il n'était pas question de rotation des instruments dans le canal car l'alliage composant les instruments ne le permettait pas. Les pièces à main ont été fabriquées dans l'optique de reproduire les mêmes mouvements que la main humaine, c'est-à-dire des mouvements de traction avec ou sans mouvements de rotation libre (Marmotte 2000 ; Simon et al. 2012).

Ces pièces à main suivent la technique de l'appui pariétal (TAP).

Nous retrouvons donc, par exemple :

- le Giromatic® de MICRO-MEGA®,
- le Endolift® de Kerr®,
- le Canal Finder®.

Nous retrouvons également les systèmes d'instruments canalaires associés (fabriqués par MICRO-MEGA®) tels que :

- le GiroFile®,



Figure 6 : Profil et section du Girofile®

- le RISPI®,



Figure 7 : Profil et section du RISPI®

- l'Heli-Giro-File® :



Figure 8 : Profil et section de l'Heli-Giro-File®

2.2.2 Les instruments soniques

D'autres techniques de travail canalairé mécanisé sont apparues par la suite : les systèmes soniques (ou à mouvement vibratoire). Nous retrouvons deux systèmes connus, développés par MICRO-MEGA® :

- le Sonic Air® MM 1500,

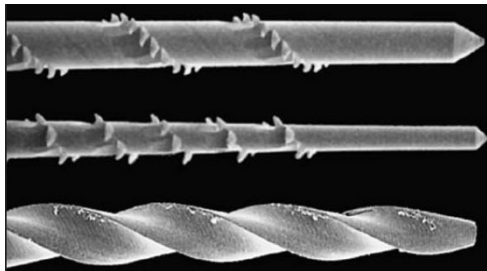


Figure 9 : Profil des instruments Sonic Air®
(source : http://pocketdentistry.com/wp-content/uploads/285/9783131469922_c012_f001.jpg)

- le MECASONIC® MM 1400.

Ces systèmes de préparation canalairé fonctionnent par mise en vibration (Figure 10 : Mode d'action des instruments soniques

(source : Marmotte 2000) de l'instrument inséré dans le canal à la LT et permettent l'ampliation canalaire (Marmotte 2000). Ces instruments sont utilisés sous irrigation constante.

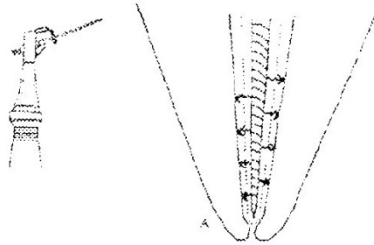


Figure 10 : Mode d'action des instruments soniques
(source : Marmotte 2000)

De plus l'opérateur donne à l'instrument un mouvement de va et vient vertical pour permettre une meilleure évacuation des débris et un meilleur travail canalaire.

2.2.3 Les instruments rotatifs

Willey et Senia en 1989 ont développé une nouvelle instrumentation : le Canal Master®. Cette dernière associe les méthodes mécanisée et manuelle de l'ampliation canalaire. Les instruments rotatifs servent à la mise en forme des deux tiers coronaires du canal, alors que les instruments manuels servent à la préparation du tiers apical (Figure 12 : Séquence instrumentale du Canal Master® (source : Willey et Senia 1989)).

Tous les instruments présentaient le même profil :

- une pointe mousse guide de 2 mm pour les instruments rotatifs et de 0,7 mm pour les manuels,
- une partie active de 3 mm pour les rotatifs et 2 mm pour les manuels,
- une tige inactive et lisse de 16 mm pour les rotatifs et de 22,3 mm pour les manuels.

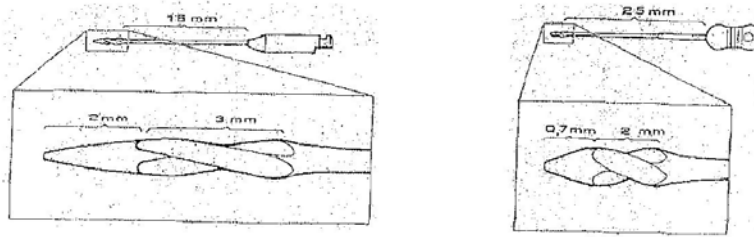


Figure 11 : Profil du Canal Master®
(source : Marmotte 2000)

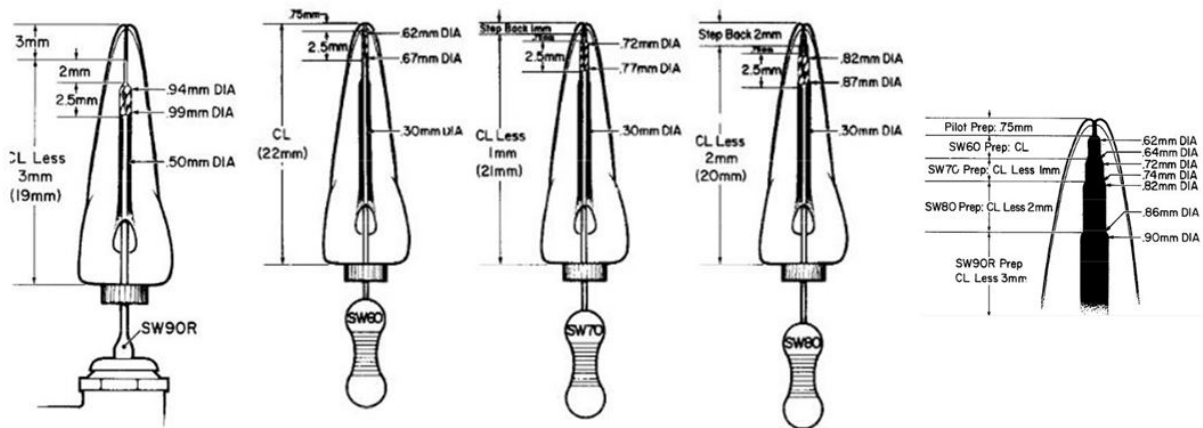


Figure 12 : Séquence instrumentale du Canal Master®
(source : Wildey et Senia 1989)

2.3 La rotation continue

Roane et al. en 1985 décrivent la nécessité de rotation dans le canal afin de le suivre sur toute sa longueur avec les instruments endodontiques. Ce sont là les prémices de la rotation continue. L'apparition des alliages à mémoire de forme (AMF) dans le domaine de l'endodontie (connus depuis la fin des années 80 dans l'instrumentation manuelle : Nitiflex® de Dentsply Maillefer®) permettra de généraliser la mécanisation de l'acte.

Ce sont donc des instruments qui sont introduits dans les canaux en rotation. Cette rotation est continue, c'est-à-dire que l'instrument restera en mouvement tout le temps de son utilisation intracanal. Ces instruments sont généralement utilisés en séquences instrumentales en augmentant progressivement certains paramètres comme la conicité, le diamètre à la pointe ou encore la longueur à laquelle ils doivent

être utilisés (Figure 13 : Système iRace® de FKG® (utilisé en mouvement de rotation continue)). Ces séquences ont pour but de supprimer pas à pas les contraintes des différentes parties du canal (souvent décomposé en tiers) : l'ampliation canalaire. De nos jours des instruments uniques font leur apparition et sont utilisés soit en rotation continue soit en mouvement de réciprocité.

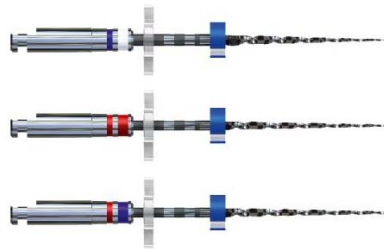


Figure 13 : Système iRace® de FKG® (utilisé en mouvement de rotation continue)
(source : http://www.fkg.ch/sites/default/files/styles/produit/public/i-race_1.jpg?itok=hSVIXOMS)

Ces instruments remplacent, en un seul instrument, les séquences pluri-instrumentales et permettent ainsi de diminuer le temps de mise en forme canalaire. Pour permettre de remplacer plusieurs instruments en un seul, ces instruments présentent généralement des sections de coupe complexes divisées en plusieurs parties, chacune représentant un des instruments des séquences pluri-instrumentales afin d'optimiser le travail de l'instrument (Figure 14 : Instrument unique pour préparation canalaire : WaveOne® Gold de Dentsply Maillefer® (utilisé en mouvement de réciprocité)).



Figure 14 : Instrument unique pour préparation canalaire : WaveOne® Gold de Dentsply Maillefer® (utilisé en mouvement de réciprocité)
(source : http://www.dentsply.fr/export/sites/default/.content/media/images/products/waveone-gold-800-532-v1.jpg_503180664.jpg)

2.3.1 Les alliages à mémoire de forme

2.3.1.1 Définition

Ces alliages possèdent des propriétés qui sont propres au matériau. Contrairement aux matériaux dits « standards » qui, lors d'une contrainte, ont un comportement élastique, plastique et/ou fragile, les AMF peuvent se déformer de façon réversible et récupérer totalement leur forme initiale (Baron 1998).

Les AMF les plus connus sont les alliages à base nickel-titane et à base cuivre-aluminium (avec ajout de zinc, de nickel ou encore de béryllium).

2.3.1.2 Les AMF utilisables en endodontie

Le nickel-titane :

Le nickel-titane est un alliage à mémoire de forme de structure complexe. Il est généralement fabriqué dans des proportions avoisinant les proportions stœchiométriques, soit 50% de nickel et 50% de titane (Figure 15 : Structure cristalline du NiTi

), afin d'avoir des propriétés mécaniques optimales (Schäfer et al. 2003 ; Piotrowski 2010).

De plus cet alliage est très résistant à la corrosion et très biocompatible (Castleman et al. 1976 ; Speck et Fraker 1980 ; Darabara et al. 2004). Cela en fait un alliage de choix pour la fabrication de matériel biomédical : les stents cardiaques, les plaques d'ostéosynthèse pour les phalanges, les implants dentaires, les limes endodontiques, les fils d'arcs orthodontiques, *etc.*

Le NiTi est également très sensible aux phénomènes de précipitation (Bataillard 1996) et aux traitements thermiques que l'on peut lui appliquer (comme l'écrouissage à froid (Miyazaki et al. 1982)). Selon le traitement choisi, ses propriétés seront très différentes à une température donnée (Thompson 2000).

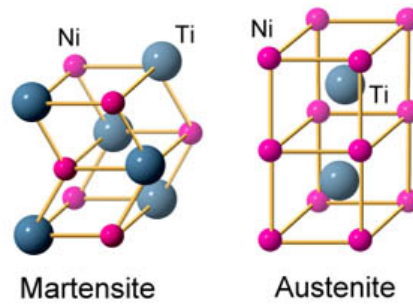


Figure 15 : Structure cristalline du NiTi

(source : http://www.hk-phy.org/iq/memory_alloy/alloy_phase_e.jpg)

Les AMF cuivreux :

Ces alliages possèdent une flexibilité supérieure au NiTi mais sont aussi beaucoup plus sensibles à la corrosion et ne tolèrent pas les fortes contraintes (Piotrowski 2010). De nombreux alliages composent cette famille : le cuivre-aluminium-nickel, le cuivre-zinc-aluminium et le cuivre-aluminium-béryllium (CuAlBe). Concernant spécifiquement le CuAlBe, l'ajout de béryllium dans ces alliages de type cuivre-aluminium permet d'abaisser les températures de transformation de phase et d'avoir un comportement superélastique de l'alliage à basse température sans traitement thermique (Baron 1998).

Cet alliage n'est pas utilisé en endodontie à l'heure actuelle, bien que du cuivre soit déjà incorporé au NiTi pour le rendre plus flexible (notamment dans les instruments canaux uniques comme le Wave One® Gold). Le CuAlBe est donc un alliage qui pourrait être utilisé en endodontie de par ses propriétés superélastiques supérieures à celles du NiTi (Piotrowski 2010).

2.3.1.3 Les propriétés des AMF

Les transformations de phase :

Ces alliages ont pour particularité d'être composés de plusieurs phases au niveau cristallin. Une phase mère (cubique) de haute température, appelée austénite, et une phase fille (avec une symétrie moindre) de basse température, appelée martensite (Figure 16 : Modélisation de la transformation martensitique au niveau atomique et de la maille cristalline (source : Duval 2009)).

Chez ces alliages, le passage de la phase mère à la phase fille est une transformation de premier ordre, ce qui implique qu'elle soit totalement réversible.

Cette transformation est appelée : transformation martensitique (Yoneyama et al. 1992 ; Yoneyama et al. 1993 ; Baron 1998).

Pour passer de la phase mère à la phase fille il suffit d'induire une contrainte, que celle-ci soit mécanique ou thermique. La transformation inverse est possible lors de la suppression de la contrainte mécanique ou par réchauffement de la phase fille martensitique.

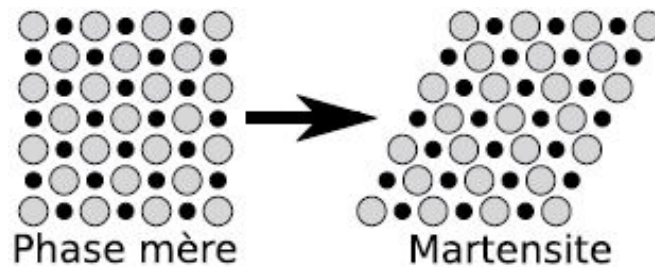


Figure 16 : Modélisation de la transformation martensitique au niveau atomique et de la maille cristalline (source : Duval 2009)

Cette transformation de phase implique des mouvements des atomes dans la maille cristalline de l'alliage (Weschler et al. 1953 ; Bowles et Mackenzie 1954). Ces mouvements sont de très faible amplitude (subatomique) : il n'y a donc pas de transformation macroscopique visible à l'œil nu. Ce changement de phase est à l'origine de propriétés notables et utiles en endodontie et en odontologie de manière générale : la superélasticité et la mémoire de forme (Duval 2009). Néanmoins cette transformation dépend de nombreux facteurs comme les procédés de fabrication ou les traitements thermiques (Miyai et al. 2006).

La superélasticité :

« L'effet superélastique est observable pour un AMF initialement austénitique. L'application d'une contrainte provoque la formation [...] de martensite [...]. Le terme superélastique est du au fait que la déformation obtenue peut être intégralement récupérée lorsque la contrainte est relâchée. En effet, la phase martensitique disparaît jusqu'à retrouver un matériau totalement austénitique. » (Duval 2009).

En d'autres termes, un alliage à mémoire de forme est capable de se déformer de manière importante lors de l'application d'une contrainte. Toutefois, selon la nature mono ou polycristalline de l'AMF, les capacités de récupération sont très différentes. Elle est de l'ordre de 4 à 6 % pour les AMF polycristallins et de 10 à 12 % pour les

monocristallins (Figure 17 : Différence des diagrammes de phase entre un AMF poly et monocristallin et 18).

Si celui-ci est au départ dans sa phase austénitique, il sera capable de retrouver sa forme initiale en supprimant cette contrainte.

C'est donc une propriété intéressante en endodontie. Ces alliages seront capables de négocier de fortes courbures tout en conservant une plus grande résistance à la rupture que l'acier inoxydable, et ce grâce à une plus grande flexibilité (Walia et al. 1988 ; Kazemi et al. 2000 ; Peters 2004).

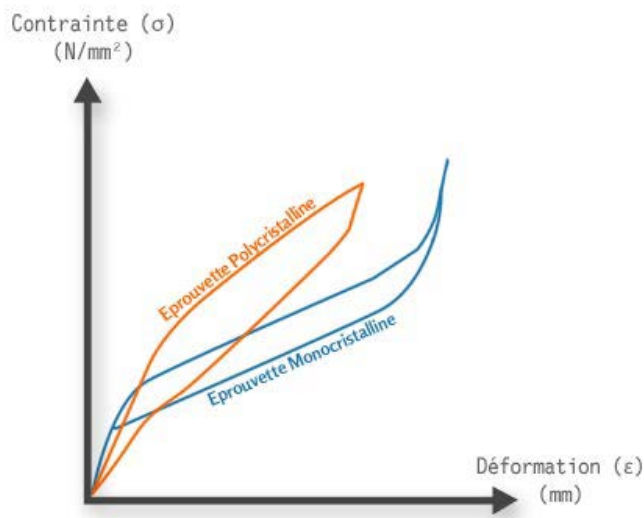


Figure 17 : Différence des diagrammes de phase entre un AMF poly et monocristallin (source : <http://www.nimesis.com/wp-content/uploads/2013/08/shema5fig3.jpg>)

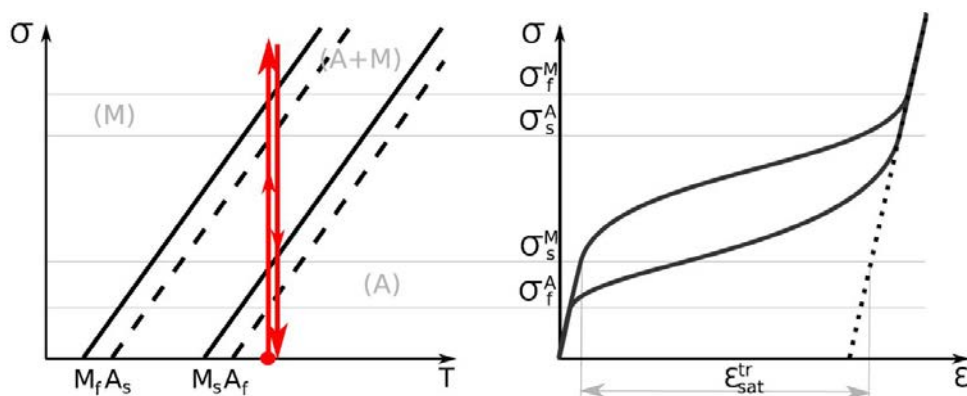


Figure 18 : Diagramme de Claudius Claperon pour l'effet superélastique (en fonction d'une contrainte σ , de la température T et de la déformation en résultant ϵ)

Avec M_f , M_s , A_s et A_f les température de début ($s = \text{start}$) et de fin ($f = \text{finish}$) des transformations martensitique (M) et austénitique (A)

(source : Maynadier 2012).

La mémoire de forme :

Lors d'une contrainte d'un AMF en phase austénitique, celui-ci se comporte de manière superélastique jusqu'à un certain seuil de déformation puis de manière élastique. Il en résulte une déformation macroscopique rémanente. Lors d'un apport thermique à une température suffisante, celle-ci permettra une transformation de phase de la martensite vers l'austénite (Figure 19 : Diagramme de Claudius Claperon pour l'effet mémoire de forme et variation de phase en fonction de la température). Il y aura donc un réarrangement cristallin qui permettra, macroscopiquement, un retour à la forme initiale. C'est l'effet mémoire de forme.

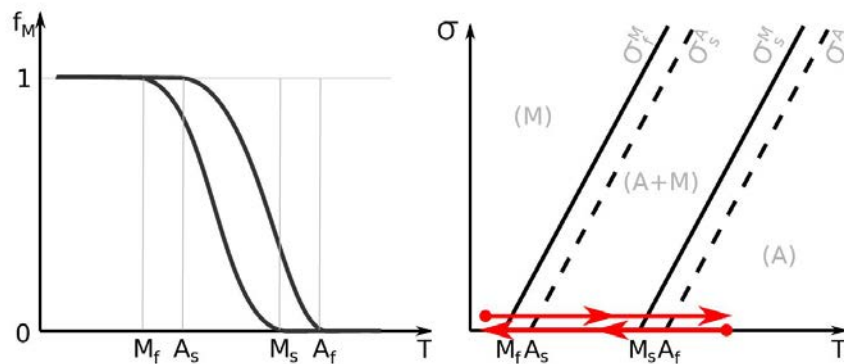


Figure 19 : Diagramme de Claudius Claperon pour l'effet mémoire de forme et variation de phase en fonction de la température (source : Maynadier 2012).

Cette caractéristique est peu utilisée en endodontie et a été initiée par le système Hyflex CM® (Coltène®) (Figure 20 : Le système Hyflex CM® et l'effet mémoire de forme après stérilisation). Si un instrument est déformé après le travail canalair, le processus de stérilisation (à 134°C) lui permettra de retrouver sa forme initiale tout en conservant ses propriétés mécaniques (d'après les informations constructeurs).



Figure 20 : Le système Hyflex CM® et l'effet mémoire de forme après stérilisation
(source : <http://www.infowebdental.com/dental/uploads/cp/4720303804ddf5b9b3ecd4.JPG>)

Grâce à leurs propriétés mécaniques, les AMF ont pris leur place dans le domaine de l'endodontie. La mécanisation du travail canalaire, notamment en rotation continue, a permis l'apport d'une certaine sécurité et d'une reproductibilité en termes de résultats. Nous allons à présent voir les avantages et les inconvénients de cette technique de travail canalaire.

2.3.2 Les différents intérêts de la rotation continue en endodontie

L'un des principaux problèmes posés par la mise en forme du système endodontique est l'intervention constante de la main humaine. Chaque mouvement que l'instrument réalise lors du travail canalaire est guidé par l'opérateur : cela réduit considérablement la reproductibilité du geste ainsi que sa réussite.

La rotation continue, comme tout moyen de préparation canalaire mécanisé, permet de s'affranchir d'une partie des mouvements intra-canaux. La mise en forme s'effectue en grande partie par la rotation de l'instrument (grâce à ses lames actives). Or cette rotation est donnée par un contre-angle spécifique qui peut être paramétré selon les données d'utilisation des instruments des constructeurs. Seuls les mouvements verticaux et de brossages pariétaux sont opérateur-dépendants. Cela permet une certaine standardisation de la mise en forme du système endo-canalaire (Baumann et Roth 1999).

2.3.2.1 L'efficacité de mise en forme canalaire, la sécurité et la rapidité d'utilisation

La rotation continue s'est imposée aujourd'hui comme la référence en matière de préparation canalaire mécanisée et ce dans presque tous les cas de figure. La flexibilité du NiTi a permis la mécanisation de la mise en forme des canaux courbes même dans des cas extrêmes (Bürklein et al. 2013 ; Bürklein et al. 2015 ; Saber et al. 2015b).

Le NiTi permet :

- un meilleur respect de l'anatomie initiale du canal (Esposito et Cunningham 1995 ; Roig-Cayón et al. 1997 ; Song et al. 2004 ; Bürklein et al. 2013 ; Saber, et al. 2015a ; Saber et al. 2015b), c'est-à-dire :
 - un meilleur respect des courbures (Hülsmann et al. 2001 ; Versümer et al. 2002) car il induit moins souvent un redressement de celles-ci (Griffiths et al. 2001 ; Schäfer et al. 2004),
 - un meilleur respect de la zone apicale car il génère moins de déportation et d'élargissement apicaux (Glosson et al. 1995 ; Garcia et al. 2012 ; Gutmann et Gao 2012),
 - un meilleur centrage de la préparation (Zmener et Balbachan 1995 ; Short, Morgan et Baumgartner 1997 ; Versümer et al. 2002 ; Gergi et al. 2010) ;
- une préparation plus conique et donc un meilleur nettoyage pariétal et une meilleure irrigation (Zmener et Balbachan 1995 ; Schrader et al. 1999 ; Peters 2004 ; Saunders 2005 ; Miyai et al. 2006),
- d'atteindre plus facilement la longueur de travail (Glosson et al. 1995),
- une meilleure obturation (Peters 2004),
- un temps de travail moindre (Bishop et Dummer 1997 ; Short et al. 1997 ; Schäfer et al. 2004 ; Bürklein et al. 2013).

2.3.2.2 Les inconvénients

Le travail canalaire par rotation continue a permis d'obtenir une préparation des canaux qui soit reproductible, fiable, plus simple et en un temps plus court.

Cependant, une des complications lors du travail canalaire persiste et prend même de l'ampleur pendant la préparation canalaire mécanisée : la rupture instrumentale. Celle-ci est plus fréquente qu'avec des instruments manuels en acier inoxydable (Barbakow et Lutz 1997 ; Kazemi et al. 2000 ; Schäfer et Florek 2003 ; Spanaki-Voreadi et al. 2006). En effet, l'instrument subit une alternance de forces de compression et de traction qui est liée à la rotation de celui-ci dans un canal courbe. Cette alternance va alors fatiguer l'instrument et conduire à sa rupture. Il est à noter qu'un blocage de la pointe instrumentale peut aussi mener à la rupture si la rotation de l'instrument n'est pas interrompue.

Nous retrouvons deux causes majeures de rupture : la rupture dite par torsion et la rupture par fatigue (Pruett et al. 1997 ; Sattapan et al. 2000 ; Spanaki-Voreadi et al. 2006).

La fatigue :

« La principale limite du comportement superélastique concerne les chargements cycliques. En effet, l'accumulation de cycles de déformation jusqu'à une transformation martensitique totale ou partielle induit, d'une part la plastification du matériau qui entraîne une déformation rémanente non réversible, d'autre part le blocage de la transformation inverse de certaines variantes de martensite (celles-ci sont alors dites stabilisées) qui va réduire la déformation maximale réversible, et enfin un endommagement qui conduit à un nombre de cycles très limité (de l'ordre de 1000). » (Duval 2009).

Cela signifie donc que la rupture instrumentale due à la fatigue sera un des principaux inconvénients des AMF lors de leur utilisation en endodontie (Haïkel et al. 1999 ; Yared et al. 1999 ; Gambarini 2001 ; Yared et al. 2003 ; Ullmann et Peters 2005 ; Cheung et al. 2005 ; Vieira et al. 2008 ; Madarati et al. 2008).

Énormément de facteurs vont jouer sur cette résistance à la fatigue :

- l'anatomie canalaire : notamment l'intensité des courbures (dans une courbure à 10° le risque est moins élevé qu'à 90°) et surtout le rayon de courbure : plus il est faible, plus le risque est grand (Pruett et al. 1997 ; Haïkel et al. 1999 ; Necchi et al. 2008 ; Plotino et al. 2010 ; Plotino et al. 2010 ; Kosti et al. 2011) ;
- le procédé de fabrication (Condorelli et al. 2010 ; Matheus et al. 2011 ; Elnaghy 2014),
- le design instrumental (Grande et al. 2006 ; Pérez-Higueras et al. 2014),
- l'état de surface (Tripi et al. 2006 ; Anderson et al. 2007 ; Condorelli et al. 2010),
- la présence d'eau (Cheung et Darvell 2007a ; Cheung et Darvell 2007b),
- le diamètre et la conicité de l'instrument (Pruett et al. 1997 ; Ullmann et Peters 2005 ; Plotino et al. 2007),
- s'il s'agit d'un instrument unique ou d'une séquence pluri-instrumentale (Bahia et Buono 2005),
- la technique opératoire (Plotino et al. 2007),
- l'historique d'utilisation et de stérilisation de l'instrument : plus il a servi au préalable, plus il sera sensible à la fracture de fatigue (Yared et al. 1999 ;

Gambarini 2001 ; Chaves Craveiro de Melo et al. 2002 ; Yared et al. 2003 ; Ullmann et Peters 2005 ; Vieira et al. 2008).

Cependant, la résistance à la fatigue du NiTi reste nettement supérieure à celle de l'acier inoxydable (Rowan et al. 1996). De plus il peut être possible de constater une déformation plastique de l'instrument avant rupture : c'est le « déroulement de spire » (Kim et al. 2009). Toutefois, les déformations « pré-rupture » du NiTi sont moins marquées et donc moins visibles que sur l'acier inoxydable (Mandel et al. 1999).

La rupture par torsion et la nécessité d'apprentissage :

Une autre cause de fracture instrumentale en endodontie est la fracture par torsion. Elle correspond au blocage d'une portion de l'instrument (généralement la pointe à cause de son manque de rigidité) par frictions excessives (Blum et al. 1999) sur les parois canales tout en continuant sa rotation induite par le couple du moteur endodontique. Cela conduit à une fracture de la lime endodontique à l'intérieur du système endocanal.

L'expérience et l'apprentissage sont des facteurs prédominants pour éviter au maximum cette cause de fracture en rotation continue (Yared et al. 2002 ; Vieira et al. 2008). Cette fracture s'explique généralement par des forces verticales excessives imposées par le praticien qui conduisent à un blocage de l'instrument ou à un non-respect des données d'utilisation constructeur de l'instrument comme un couple trop élevé (Mandel et al. 1999 ; Schrader et al. 1999 ; Yared et al. 2001 ; Yared et al. 2002).

Cette fracture dépend elle aussi de nombreux facteurs :

- la force verticale imposée par le praticien : celle-ci ne doit pas dépasser 250g, c'est-à-dire la force avec laquelle on manipule un stylo-plume (Schrader et al. 1999) ;
- le couple : s'il est trop grand, le contre-angle ne stoppera pas si l'instrument se bloque et le risque de fracture augmente ;
- la géométrie instrumentale : le diamètre, la conicité et la section de coupe de l'instrument lui confère sa résistance à la torsion (Camps et Pertot 1994 ; Camps et al. 1995 ; Kazemi et al. 2000 ; Schäfer et Tepel 2001) ;

- la capacité de coupe de la lime : plus celle-ci est importante, plus celle-ci va s'engager dans le tissu dentinaire en risquant de se bloquer (Kim et al. 2009).

Le mécanisme de fracture des instruments canaux est donc multifactoriel et ne dépend pas seulement de l'opérateur ou des caractéristiques mécaniques de l'alliage ou de l'instrument.

De plus, la répartition des contraintes au sein de l'instrument ainsi que son historique de déformation jouent un rôle prépondérant (Kim et al. 2009 ; Kim et al. 2009). Cela explique pourquoi la fracture instrumentale survient plus souvent dans le tiers apical et sur les 3 derniers millimètres de l'instrument. C'est la zone de plus forte concentration des contraintes à causes de la mémoire élastique de l'instrument (Di Fiore et al. 2006). En effet celui-ci tend à reprendre sa forme initiale lorsqu'il est inséré dans un canal courbe.

2.4 L'évolution des instruments endodontiques en rotation continue

Les instruments endodontiques en AMF présentent donc d'excellentes propriétés mécaniques et de mise en forme canalaire. Toutefois, la fracture instrumentale reste le problème majeur de ces instruments (par fatigue ou torsion). Les limes de rotation continue en NiTi ont donc énormément évoluées, tant au niveau métallurgique (procédés de fabrication), qu'au niveau géométrique ou encore de leur mouvement de travail, afin de minimiser le risque de fractures et d'erreurs de préparations et d'améliorer les propriétés mécaniques instrumentales.

2.4.1 Le design instrumental

Le premier paramètre à avoir subi des modifications majeures est la géométrie instrumentale. En effet celle-ci joue énormément sur les caractéristiques mécaniques de l'instrument, et ce, quel que soit l'alliage utilisé.

Deux géométries ont été prises en compte :

- la géométrie dite « externe » qui correspond à la conicité, le diamètre à la pointe, la présence de méplats radians, *etc.*

- la section de l'instrument qui correspond à la forme de l'instrument en coupe transversale (forme : carrée, triangulaire, *etc.* ; le centrage de cette section : si le centre de rotation de l'instrument correspond au centre de la section instrumentale ou non, *etc.*).

Le design externe :



Figure 21 : Géométrie de différents systèmes

(de haut en bas : SX du ProTaper®, le RaCe® de FKG®, le SU du Revo-S®).

La géométrie peut varier suivant plusieurs points (Figure 21 : Géométrie de différents systèmes) :

- la conicité de l'instrument qui peut être constante sur toute la longueur de l'instrument (généralement comprise entre 2 et 8%) ou variable au sein d'un même instrument (comme le système ProTaper® de Dentsply Maillefer®),
- le diamètre de pointe (qui conditionne grâce à la conicité le diamètre de l'instrument sur toute sa longueur),
- les arêtes de coupes plus ou moins actives,
- la présence de méplats radian,
- *etc.*

Ces modifications instrumentales vont permettre d'intervenir sur les paramètres suivants :

- la qualité de la mise en forme : une conicité constante donnerait une meilleure mise en forme canalaire, plus centrée et respectueuse de l'anatomie (Yang et al. 2006 ; Yang et al. 2007). Néanmoins, cet argument est sujet à controverse puisqu'une conicité progressive donnerait une qualité supérieure de préparation canalaire avec moins de déplacements apicaux (Bergmans et al. 2003),
- la flexibilité instrumentale (Bergmans et al. 2003),

- l'apparition de défauts instrumentaux après travail canalaire (Parashos et al. 2004),
- la répartition des contraintes au sein de l'instrument (Pasternak-Júnior et al. 2009),
- l'efficacité de coupe et le temps de travail : par une conicité variable et des arrêtes plus actives (Bürklein et al. 2015),
- la résistance à la fatigue (Chaves Craveiro de Melo et al. 2002 ; Ullmann et Peters 2005 ; Plotino et al. 2007),
- la résistance en torsion (Camps et Pertot 1994 ; Camps et al. 1995 ; Kazemi et al. 2000 ; Schäfer et Tepel 2001).

La section de coupe :

Il s'agit d'un point spécifique de la géométrie instrumentale qui est d'une importance capitale pour les propriétés mécaniques de l'instrument endodontique (Schäfer et Tepel 2001 ; Schäfer et al. 2006b).

La section de coupe peut être de forme très variable (carrée, triangulaire, forme en « S »)(Figure 23 : Exemples de différentes sections de coupe instrumentale) et dont le centre de symétrie coïncide ou non avec le centre de rotation de l'instrument (Figure 24 : La section peut être excentrée du centre de rotation instrumental).

En effet, la section influence :

- la répartition de la contrainte au sein de l'instrument lors du travail canalaire (Berutti et al. 2003 ; Cheung et Darvell 2007c ; Kim et al. 2009 ; Kim et al. 2009 ; Medha et al. 2014),
- la résistance à la fatigue de l'instrument : le nouveau profil du ProTaper Next® (voir Figure 22 : Différence entre les sections de coupe du ProTaper® Universal (a.) et du ProTaper® Next (b.) lui donne une meilleure résistance à la fatigue que le ProTaper Universal® (Pérez-Higuera et al. 2014), bien que Cheung et Darvell en 2007 (c) n'aient trouvé aucune corrélation statistique entre la section et la résistance à la fatigue ;
- la rigidité instrumentale (Schäfer et al. 2003 ; Berutti et al. 2003)
- les forces de vissage ou d'aspiration ressenties lors du travail canalaire (Schäfer et al. 2006a ; Ha et al. 2015),
- la remontée des débris du travail canalaire (Schäfer et al. 2006a),

- la qualité de la mise en forme canalaire (Schäfer et al. 2006a),
- le couple nécessaire à la mécanisation constante de l'instrument (Pereira et al. 2013).

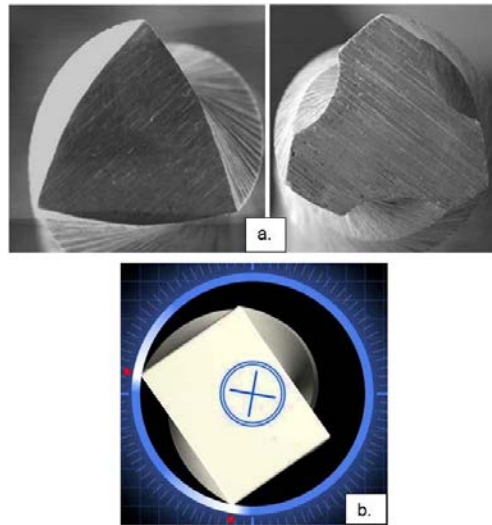


Figure 22 : Différence entre les sections de coupe du ProTaper® Universal (a.) et du ProTaper® Next (b.)

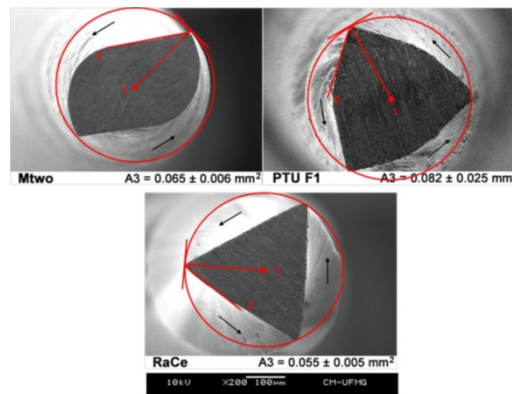


Figure 23 : Exemples de différentes sections de coupe instrumentale (Mtwo®, ProTaper Universal® F1 et RaCe®)
 (source : <http://atlasofscience.org/wp-content/uploads/2016/02/Buono-Fig1.jpg>)

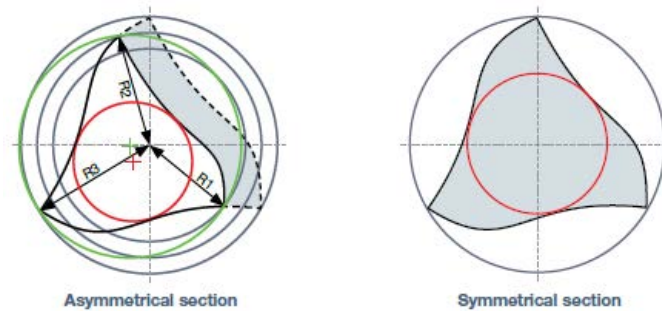


Figure 24 : La section peut être excentrée du centre de rotation instrumental
(source : http://micro-mega.com/en/wp-content/uploads/2012/10/section_revos.png)

2.4.2 Le mouvement de travail instrumental intra-canalair

Le mouvement de travail canalair mécanisé a lui aussi beaucoup évolué. Les voici présentés de façon synthétique et par ordre chronologique d'apparition :

- des mouvements verticaux type Giromatic® avec le système RISPI® ou encore en plus récent le Self Adjusting File® (ou SAF) de ReDent-NOVA® ;
- des mouvements latéraux, induits par des ultrasons, comme le MECASONIC® et le Sonic Air®,
- des mouvements de rotation continue,
- des mouvements en réciprocité.

La réciprocité est un mouvement de travail canalair à part entière et très spécifique qui doit respecter des règles strictes. Elle concerne essentiellement les instruments uniques de mise en forme canalair tels que le RECIPROC® (Dentsply Maillefer®) ou le WaveOne® (Dentsply Sirona®) (Simon et al. 2012) :

- le canal doit être perméable,
- le mouvement en sens horaire doit être plus ample que celui en sens antihoraire,
- la mise en forme doit s'effectuer par pénétration de l'instrument dans le canal,
- l'irrigation doit être très abondante.

De plus le mouvement alternatif asymétrique possède des avantages par rapport à la rotation continue :

- une meilleure résistance à la fatigue (Varela-Patiño et al. 2010),

- un maintien parfait du centrage de l'instrument dans le canal (Simon et al. 2012),
- une diminution des effets de vissage ou d'aspiration (Simon et al. 2012),
- une quantité équivalente de projection de débris dentinaires au-delà de la constriction apicale par rapport à la rotation continue (De-Deus et al. 2010).

2.4.3 Les traitements de surface

À cause de ses propriétés de mémoire de forme le NiTi n'a pu être mis en forme que par des usinages successifs d'une matrice mère. Or cette technique de fabrication créait des micro-fractures et des rugosités à la surface de l'instrument (Gutmann et Gao 2012). Ces imperfections sont des points de faiblesse (de concentration des contraintes) qui peuvent aboutir à une fracture instrumentale (Anderson et al. 2007).

De fait, différents moyens ont été développés pour améliorer l'état de surface des instruments NiTi et les rendre moins sensibles à la fracture : que ce soit par fatigue ou par torsion. De plus, la dureté de surface, l'efficacité de coupe et la flexibilité des instruments sont aussi des points sur lesquels les traitements de surface vont agir. Nous retrouvons notamment en tête de file l'électropolissage et les incorporations ioniques.

L'électropolissage :

C'est une technique très utilisée dans le domaine biomédical pour la finition des instruments (Shabalovskaya et al. 2008). Elle consiste à oxyder les instruments afin de régulariser leur surface et la rendre plus homogène. Les instruments endodontiques sont alors reliés à une électrode (l'anode) et plongés dans une solution électrolytique à température contrôlée dans laquelle se trouve une autre électrode (la cathode). Un courant traverse alors la solution et une réaction d'oxydo-réduction s'opère sur les différentes électrodes. À l'anode se produit une oxydation. Les instruments endodontiques subissent une perte de substance en surface et une couche d'oxyde se forme. La réaction de réduction se produit sur la cathode. Cette oxydation permet de régulariser la surface de l'instrument par la perte de substance et par dépôt d'oxydes (Gutmann et Gao 2012).

D'après plusieurs études, ce traitement de surface permettrait :

- d'augmenter la résistance à la fatigue (Tripi et al. 2006 ; Anderson et al. 2007),
- une diminution de l'efficacité de coupe (Boessler et al. 2009).

Mais les études ne sont pas unanimes sur les avantages de l'électropolissage sur les propriétés mécaniques des instruments s'il n'est pas combiné à d'autres techniques d'améliorations de l'état de surface (Bui et al. 2008 ; Barbosa et al. 2008).

Les incorporations ioniques de surface :

Ce procédé consiste à incorporer des ions (d'azote, de bore, de cuivre ou encore d'argon) afin d'augmenter les propriétés de surface de l'instrument telles que la flexibilité, la résistance à la fatigue, l'efficacité de coupe et la dureté de surface.

Selon les ions incorporés, les résultats sont plus ou moins probants.

- L'incorporation de bore et d'argon : cela permet d'augmenter la dureté de surface de l'instrument (Lee et al. 1996; Wolle et al. 2009), ce qui pourrait aussi augmenter ses capacités de coupe.
- L'incorporation d'azote donne des résultats qui sont assez mitigés. C'est un procédé qui pourrait augmenter la dureté de surface. Les tests ont été réalisés sur différents groupes de K3® files (Kerr Dental®) et ProFile® (Dentsply Maillefer®) avec et sans incorporation ionique de surface (Rapisarda et al. 2000 ; Gavini et al. 2010).

Les autres traitements de surface :

- L'immersion plasma : elle permet une augmentation de la dureté de surface (Alves-Claro et al. 2008).
- La cryogénie : elle donne une meilleure capacité de coupe à l'instrument sans augmenter sa dureté de surface (Vinothkumar et al. 2007).

Tous ces traitements de surface ont aussi eu pour but de rendre les instruments endodontiques moins sensibles à la stérilisation et à la corrosion due à l'hypochlorite

de sodium (NaClO) et à l'acide éthylène-diamine-tétraacétique (ou EDTA) (Alexandrou et al. 2006 ; Ametrano et al. 2011 ; Spagnuolo et al. 2012).

2.4.4 Les traitements thermiques

Les traitements thermiques sont des procédés de chauffe des instruments à une température déterminée et pendant un temps déterminé afin d'améliorer les propriétés mécaniques de différents métaux et alliages. Ce traitement de l'alliage intervient une fois l'instrument fabriqué par usinage et sans défauts. Ces défauts sont éliminés par différents traitements de surface comme l'électropolissage par exemple. Pour les AMF, ils permettent d'accroître les propriétés superélastiques et de mémoire de forme ; ce qui entraîne une forte augmentation de la flexibilité (Hamanaka et al. 1989 ; Kuhn et Jordan 2002).

Ces traitements thermiques sont utilisés à une température de 400°C (Kuhn et Jordan 2002) pour une flexibilité optimale et une bonne résistance à la fatigue (Zinelis et al. 2007).

Les traitements thermiques induisent des changements dans la microstructure de l'AMF. Ces changements permettront de faire varier les températures de transformation de phase (et de les obtenir à des températures voisines de celles d'une pièce ou de celle du corps humain). Ils permettront aussi d'accroître les propriétés mécaniques des alliages NiTi (Gutmann et Gao 2012). Nous retrouvons le « M-Wire » et le « CM-Wire ».

Le « M-Wire » est un alliage permettant une hausse des capacités instrumentales malgré l'usinage.

Le « CM-Wire » ou « Controlled Memory Wire » (ou mémoire contrôlée) qui permet d'utiliser les capacités mémoire de forme de l'alliage et faciliter la préparation canalaire.

2.4.5 Le procédé de fabrication

Déjà pour les instruments manuels en acier inoxydable, deux moyens de fabrication existaient suivant la géométrie et la section transversale des limes endodontiques. Les limes K et MMC® sont fabriquées par torsion de la matrice principale alors que les limes H et MME® sont conçues par usinage à cause de leur

géométrie particulière et fragile. Nous retrouverons donc cette même dichotomie pour les instruments de rotation continue (Tableau 1 : comparaison des caractéristiques des instruments NiTi torsadés et usinés.). Mais comme le NiTi est un alliage à mémoire de forme, celui-ci reprendra sa forme initiale après avoir été torsadé.

C'est en 2008 que la technologie de torsion du NiTi a été présentée. Il s'agit ici de la « R-phase » qui est un intermédiaire entre la martensite et l'austénite. Cette phase est obtenue par des traitements thermiques successifs à chaud et à froid (Gambarini et al. 2008).

Chaque procédé de fabrication possède ses avantages et ses inconvénients.

Tableau 1 : comparaison des caractéristiques des instruments NiTi torsadés et usinés.

Instruments torsadés	Instruments usinés
Plus grande flexibilité et plus grande résistance à la fracture (Gambarini et al. 2008 ; Gambarini et al. 2009 ; Testarelli et al. 2009)	Moins bonne ductilité (Seto, Nicholls et Harrington 1990)
Plus résistants à la fatigue (Seto et al. 1990 ; Gutmann et Gao 2012 ; Elnaghy 2014)	Présence de micro-fractures dues à l'usage (Gutmann et Gao 2012)
Plus sensibles à la fatigue après stérilisation en autoclave (Hilfer et al. 2011)	Etat de surface irrégulier (Gutmann et Gao 2012)

Le NiTi est donc un AMF de choix pour la mécanisation du travail canalaire tant par ses propriétés mécaniques (flexibilité, résistance à la rupture, etc.) que par ses propriétés physiques (résistance à la corrosion, pas ou peu affectée par la stérilisation). Malgré tout, cet alliage n'a aucune propriété chimique exploitable pendant le travail canalaire. Cet alliage ne permet qu'une désinfection canalaire purement mécanique. Or un autre AMF, le CuAlBe permettrait, pendant la préparation canalaire, un action chimique antiseptique grâce à ces ions cuivres (Sittner et al. 2003 ; Grass et al. 2011).

Toutefois, cet alliage n'a encore jamais été utilisé pour la préparation d'un canal endodontique.

3 Présentation du projet

Il s'agit ici d'une étude du comportement mécanique des instruments endodontiques de rotation continue en alliage à mémoire de forme lors de la préparation canalaire sur une machine de compression/traction. Notre analyse portera sur la mesure des composantes verticales des forces et déplacements appliqués au contre-angle portant l'instrument et, par extrapolation, à l'instrument lui-même.

Les études récentes ne s'intéressent pas à une valeur effective des forces qui s'exercent sur l'instrument. Les études actuelles sont essentiellement axées sur les propriétés des instruments comme leur résistance à la fatigue, à la corrosion, leur capacité de mise en forme, leur résistance en flexion ou en torsion ou en flexion/torsion voire même, à des études purement théoriques par analyse par éléments finis.

Cette étude a pour but de comparer deux alliages à mémoire de forme : le NiTi et le CuAlBe.

La comparaison portera sur :

- les capacités qualitatives des instruments à mettre en forme le système endocanalaire (atteinte de la LT, préparation conique régulière et sans défaut, *etc.*)
- les capacités quantitatives de mise en forme par l'étude des forces appliquées à l'instrument (les forces de pression nécessaires à une préparation adéquate, les forces d'aspiration, le couple nécessaire, *etc.*)
- l'état macroscopique des instruments après mise en forme (le déroulement de spire, rupture, *etc.*)

Nous allons donc définir un protocole type pour tous les instruments et monter le contre-angle sur une machine de compression/traction équipée d'un capteur dynamométrique. Cela permettra de mesurer et d'afficher en temps réel la courbe de la force exercée en fonction de la longueur de pénétration canalaire.

Ce travail se situe en amont de différentes études ainsi que d'une thèse de doctorat universitaire. Ces travaux ont étudié la géométrie des instruments en

CuAlBe, respectivement, par analyse éléments finis, puis des prototypes en AMF sur un banc d'essais en pénétration/retrait, inspiré de celui présenté ci-après.

L'analyse par éléments finis a servi à simuler une géométrie instrumentale qui serait adaptée au CuAlBe. Son but est d'étudier les variations de comportement mécanique en torsion/traction. Les différentes caractéristiques qui ont été étudiées sont :

- la longueur de la portion travaillante,
- la longueur de la tige,
- le pas,
- la conicité,
- le diamètre apical,
- le diamètre de la tige.

Cette analyse a permis de comparer pour une même géométrie les caractéristiques mécaniques d'instruments en CuAlBe et d'instruments en NiTi. Il est apparu que l'instrument en CuAlBe était moins rigide que son homologue en NiTi et qu'il serait potentiellement capable d'améliorer les traitements endodontiques actuels (Vincent et al. 2015).

L'étude expérimentale sur banc d'essais a permis de concevoir des prototypes d'instruments en CuAlBe qui seraient « viables ». En effet une première partie expérimentale a permis de définir cette géométrie particulière qui serait adaptée au CuAlBe. Les prototypes finaux ont même obtenus de meilleurs résultats que leurs homologues en NiTi sur le banc d'essais en pénétration/retrait, et ce, même dans des conditions défavorables. En effet, les tests ont été réalisés en rotation continue alors que le CuAlBe a une résistance à la torsion bien inférieure à celle du NiTi. Toutefois, un paramètre n'a pas encore été pris en compte : la section de coupe. Les instruments en CuAlBe n'avaient pas de section de coupe spécifiquement créée pour eux. Celle-ci correspondait à celle d'un instrument en NiTi déjà existant (Vincent 2017).

4 Matériel de test

4.1 La machine de compression/traction

Il s'agit d'une machine type « presse », pouvant effectuer des mouvements purement verticaux. Elle possède un capteur dynamométrique permettant de mesurer les forces positives (de compression) et négatives (de traction ou d'aspiration) en temps réel. Nous accéderons donc à la courbe de la force exercée sur le contre angle de rotation continue en fonction du temps grâce à un programme d'analyse (décrit dans la sous-partie 4.6).

La machine peut exercer au maximum une force de 10 000 Newtons (N) ce qui représente une tonne de pression. Les forces exercées sur un contre-angle ne devant pas excéder 250 grammes (g), soit 2,5 N, la machine produira un bruit de mesure relativement important compliquant l'analyse des forces relevées par le capteur.

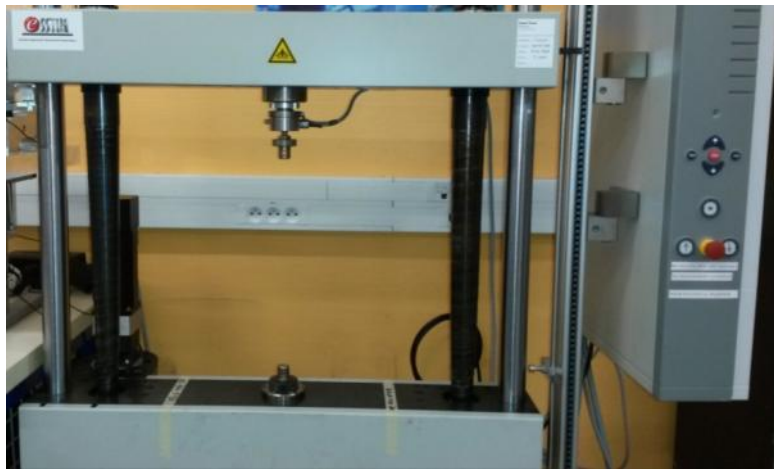


Figure 25 : Photo de la machine de compression/traction

4.2 Le contre-angle de rotation continue

Il s'agit d'un contre-angle de rotation continue X-SMART® de Dentsply Maillefer®, relié par un câble à sa base.

La vitesse de rotation ainsi que le couple sont réglables. C'est un bouton poussoir, situé près de la tête du contre-angle, qui permet la mise en rotation et l'arrêt de l'instrument, et non une pédale. Cela signifie que le contre-angle restera en action pendant toute la durée du test sans intervention extérieure.

Il est à noter une certaine imprécision dans la tête du contre angle lors de la mise en mouvement de l'instrument. Malgré le fait que celui-ci soit parfaitement droit, nous remarquons qu'il ne reste pas dans son axe lors de ses révolutions. Or la machine de compression/traction ne peut effectuer que des mouvements purement verticaux. Cela va engendrer quelques imprécisions lors la pénétration de l'instrument dans les blocs en résine (décrits dans la sous-partie 4.3), ainsi que des fractures instrumentales indépendantes de tout travail canalair.



Figure 26 : Photos du moteur X-SMART® de Dentsply Maillefer®

4.3 Les blocs en résine

Ce sont des blocs en résine simulant une anatomie canalaire avec différentes courbures (mesurées en degrés [°]). Certains peuvent aussi simuler la prédentine ou les micro-organismes présents dans le complexe dentino-pulpaire grâce à une poudre colorée maculant les parois canales. Le canal endodontique simulé dans ces blocs mesure 18 millimètres (mm) et son extrémité apicale communique avec l'extérieur. Cette communication permettra une meilleure évacuation des débris issus du travail canalaire.

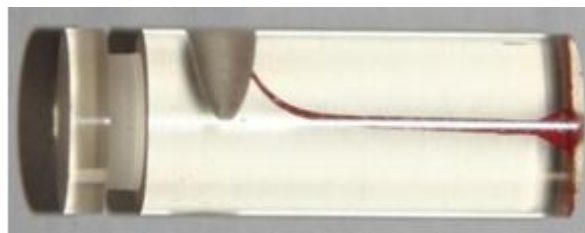


Figure 27 : Photo d'un bloc en résine courbé à 30°

4.4 Les différents systèmes à tester

4.4.1 Les broches MICRO-MEGA® en NiTi et en CuAlBe

Ce sont des broches d'une conicité de 2%, de diamètre apicale 25 ou 30/100^e de millimètre et d'une longueur totale de 25 mm. Elles sont composées de différents alliages à mémoire de forme tels que le NiTi polycristallin et le CuAlBe monocristallin.



Figure 28 : Photo des broches MICRO-MEGA® en CuAlBe monocristallin (au-dessus) et NiTi polycristallin (en dessous)

4.4.2 MICRO-MEGA® : Revo-S®

C'est un système de rotation continue de 2008 en NiTi, de conicité constante, mais avec différents profils de lame. Il est développé par MICRO-MEGA® et comporte quatre instruments qui s'utilisent successivement (MICRO-MEGA® 2012):

- L'Endoflare® : de conicité 12%, d'une longueur (L) de 15 mm et de diamètre apical (\varnothing) 25/100^e de millimètre, avec une pointe non travaillante. Il est utilisé seulement pour les deux ou trois premiers millimètres du canal et permet la suppression des contraintes coronaires pour faciliter le passage des instruments suivants. Il est à utiliser à une vitesse de 300 à 600 tours par minute (rpm), à un couple n'excédant pas 3 Newton-centimètre (N.cm).
- Le Shaper® and Cleaner 1 (SC 1) : de conicité 6%, L = 21 mm, \varnothing = 25/100^e de millimètre à utiliser jusqu'au 2/3 de la LT à une vitesse de 250 à 400 rpm et à un couple de 0,8 N.cm maximum. Cet instrument permet de supprimer les contraintes situées dans le tiers moyen du canal et facilite la mise en forme apicale à venir.
- Le Shaper® and Cleaner 2 (SC 2) : de conicité 4%, L = 25 mm, \varnothing = 25/100^e de millimètre à utiliser à la LT à une vitesse de 250 à 400 rpm et à un couple de 0,8 N.cm maximum.
- Le Shaper® Universal (SU) : de conicité 6%, L = 25 mm, \varnothing = 25/100^e de millimètre à utiliser à la LT à une vitesse de 250 à 400 rpm et à un couple de 0,8 N.cm maximum.

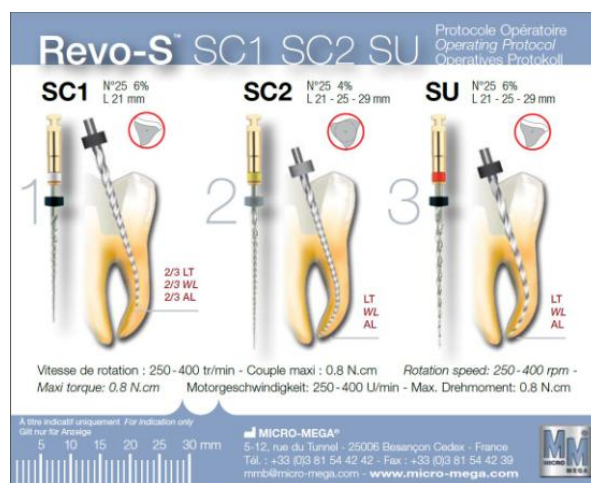


Figure 29 : Fiche de protocole constructeur du système Revo-S®

(source : http://micro-mega.com/wp-content/uploads/2012/10/Revo-S_protocole.pdf)

4.4.3 Dentsply Maillefer® : ProTaper Universal®

C'est un système de rotation continue NiTi, avec des instruments de conicité variable. Il est fabriqué par Dentsply Maillefer® et comporte jusqu'à huit instruments qui s'utilisent successivement :

- Le SX : de conicité élevée en coronaire et faible en apical, L = 19mm , $\varnothing = 19/100^e$ de millimètre ; il est à utiliser pour supprimer les contraintes situées dans le tiers coronaire du canal à une vitesse de 150 à 350 rpm avec un mouvement d'appui pariétal.

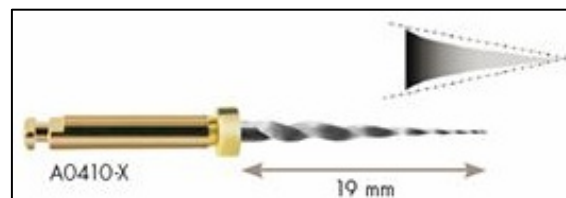


Figure 30 : Profil de l'instrument SX

(source : <http://www.dentsply.fr/fr/nos-solutions/product/protaper-universal/>)

- Le S1 : de conicité élevée en coronaire et faible en apical, L = 21-25-31 mm, $\varnothing = 18/100^e$ de millimètre ; l'instrument est utilisé jusqu'à la LT à 150-350 rpm avec un mouvement d'appui pariétal.
- Le S2 : de conicité élevée dans sa partie médiane, L = 21-25-31 mm, $\varnothing = 20/100^e$ de millimètre ; l'instrument est utilisé jusqu'à la LT, à une vitesse de 150 à 350 rpm avec un mouvement d'appui pariétal. Il possède le même *design* que le S1.



Figure 31 : Profil de l'instrument S1

(source : <http://www.dentsply.fr/fr/nos-solutions/product/protaper-universal/>)

- De F1 à F5 : de conicité élevée en apical et faible en coronaire, L = 21-25-31 mm, $\varnothing = 20-25-30-40-50/100^e$ de millimètre ; ces instruments sont utilisés jusqu'à la LT à 150 à 350 rpm sans appui pariétal.



Figure 32 : Profil des instruments de F1 à F5

(source : <http://www.dentsply.fr/fr/nos-solutions/product/protaper-universal/>)

● F1 diamètre 20 7% A0411-1
● F2 diamètre 25 8% A0411-2
● F3 diamètre 30 9% A0411-3
● F4 diamètre 40 6% A0411-4
● F5 diamètre 50 5% A0411-5

Figure 33 : Tableau récapitulatif des caractéristiques des instrument F1 à F5

(source : <http://www.dentsply.fr/fr/nos-solutions/product/protaper-universal/>)

4.4.4 CMA®

Le CMA® est un système de rotation continue qui comporte 4 instruments en NiTi de conicité constante (Ramaroson et al. 2011) :

- Le Coronal® : il sert à supprimer les contraintes situées dans les deux ou trois premiers millimètres du canal : une conicité de 8%, L = 15 mm et $\varnothing = 25/100^e$ de millimètre. Il est utilisé à une vitesse de 300 à 400 rpm, à un couple de 1,2 à 2,3 N.cm.
- Le Median ® : il sert à ouvrir les deux premiers tiers du canal grâce à sa conicité de 6%, L = 21-25 mm et $\varnothing = 25/100^e$ de millimètre. Il est à utiliser à une vitesse de 300 à 400 rpm, à un couple 1,3 à 2,3 N.cm.
- L'Apical® Fine A1 : il sert à la finition de l'élargissement canalaire en travaillant le dernier tiers canalaire et permettra le passage du A2 ; avec une conicité de 4%, L = 21-25-29 mm et $\varnothing=20/100^e$ de millimètre. Il est à utiliser à une vitesse de 300 à 400 rpm, à un couple 1,3 à 2,3 N.cm.

- L'Apical® A2 : il sert à la finition de l'élargissement canalaire et apical, avec conicité de 6%, L = 21-25-29 mm et Ø=20/100^e de millimètre. Il est à utiliser à une vitesse de 300 à 400 rpm, à un couple 1,3 à 2,3 N.cm.




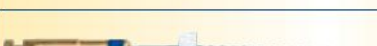
4 nickel-titanium rotary instruments			Taper	Tip ø	Ring	Total length
C	Coronal		8%	25/100 th	White	15 mm
M	Median		6%	25/100 th	Yellow	21 mm 25 mm
A	Apical Fine A1		4%	20/100 th	Red	21 mm 25 mm 29 mm
	Apical A2		6%	20/100 th	Blue	21 mm 25 mm

Figure 34 : Fiche CMA®

(source : www.dentalsky.com/file_download/3/cma-files.pdf)

4.4.5 Coltène Endo® : Hyflex CM®

C'est un système de rotation continue de conicité constante sur chaque instrument. Ils sont en NiTi avec incorporation de cuivre. L'alliage en NiTi est dit « CM » (pour Controlled Memory : mémoire contrôlée) car l'instrument est capable de garder la forme que le canal lui imposera. Cette propriété de mémoire de forme à température ambiante est obtenue par traitement thermique permettant à l'instrument d'être en phase martensitique lors du travail canalaire.

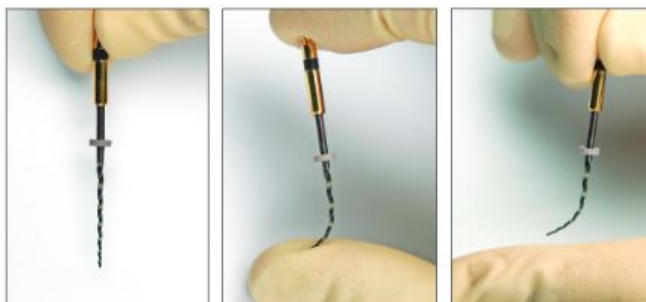


Figure 35 : Illustration de la capacité des alliages « CM »

(source : http://www.hyflexcm.com/DevDownloads/HyFlexFamily_bro.pdf)

Chaque lime porte le nom de sa conicité et de son diamètre apical. Par exemple, la 08/25 est un instrument à 8% et de diamètre apical de 25/100^e de millimètre. Chaque instrument est à utiliser à 500 rpm avec un couple de 2,5 N.cm.

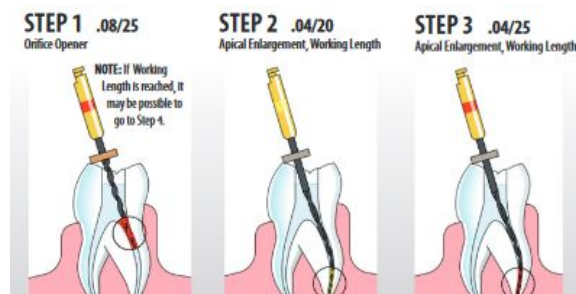
La séquence contient ici :

- une lime 08-25 pour le tiers coronaire du canal,
- la 04-25 qui travaille jusqu'à la LT pour préparer le passage des instruments suivants,
- la 06-20 pour le tiers moyen du canal mais qui travaille jusqu'à la LT,
- 04-30 et 04-40 qui travaillent jusqu'à la LT pour la finition de la mise en forme canalaire au diamètre apical souhaité.



Figure 36 : Limes Hyflex® CM

(source : http://www.hyflexcm.com/DevDownloads/HyFlexFamily_bro.pdf)



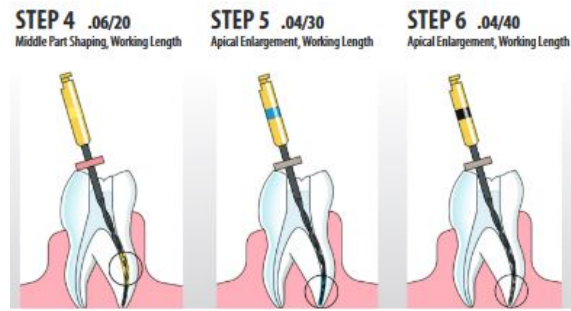


Figure 37 : Fiche Hyflex® CM

(source : http://www.hyflexcm.com/DevDownloads/StepByStep_Extended.pdf)

4.5 Le dispositif de mise en place

Le dispositif de montage est composé de deux parties : une supérieure et une inférieure. La partie supérieure tient le contre-angle. Celle-ci n'est pas réglable et est totalement rigide. Elle ne permet aucune adaptation mise à part la verticalité de l'instrument introduit dans la tête du contre-angle par rotation axiale autour de la tête de celui-ci.

La partie inférieure est le réceptacle du bloc en résine. Elle est fixe mais comporte des vis de serrage permettant des mouvements dans le plan horizontal avant/arrière et droite/gauche. Cette partie inférieure va donc permettre d'ajuster le parallélisme entre la lime de rotation continue et le canal du bloc en résine.

Il faudra ensuite veiller à ce que la lime puisse progresser dans le canal par des mouvements purement verticaux sans manquer l'entrée canalaire.



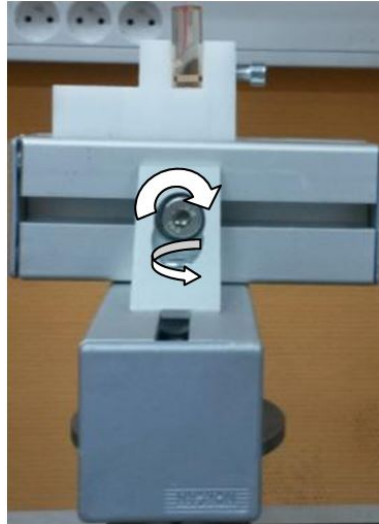


Figure 38 : Photos du dispositif de montage

4.6 Le logiciel pilote de l'appareil : TestExpert® II

Ce programme est développé par Zwick/Roell® (Ars-Laquenexy, FRANCE). Il est spécialisé dans le test des matériaux tout en tenant compte des différentes normes et de leurs exigences (ISO, ASTM et DIN). Ce logiciel permet de piloter la machine de compression/traction via une programmation de test simple. Il permet également de récupérer toutes les informations dynamométriques, spatiales et temporelles du dispositif.

Deux types de programmation ont été nécessaires aux tests des différents instruments et systèmes de rotation continue : le « cyclage » et « l'essai libre » (détaillés dans les sous-parties 5.1 et 5.2). Tous deux ont leurs avantages : le « cyclage » est simple d'emploi, reproductible, rapide mais ne permet pas d'interrompre et reprendre le test en cours. En revanche « l'essai libre » est, comme son nom l'indique, totalement ouvert. Il est possible de programmer à partir de ce mode tous les tests souhaités, aussi complexes soient-ils. Mais ce dernier mode est beaucoup moins intuitif et est source de nombreuses erreurs.



Figure 39 : Logiciel TestXpert® II

(source : http://www.zwickitaliablog.it/wp-content/uploads/2014/04/05_testXpertII-Titelbild-4_FO.jpg)

5 Méthode de test

5.1 Les tests sans irrigation : cyclage simple

Dans un premier temps les tests ont été effectués grâce à une programmation simple de type « cyclage » dans le logiciel TestXpert® II. Ce type de programmation permet de faire pénétrer puis ressortir l'instrument testé, en rotation continue, du bloc. Avec une pénétration plus longue que le retrait, l'instrument pourra progresser dans le canal jusqu'à la LT.

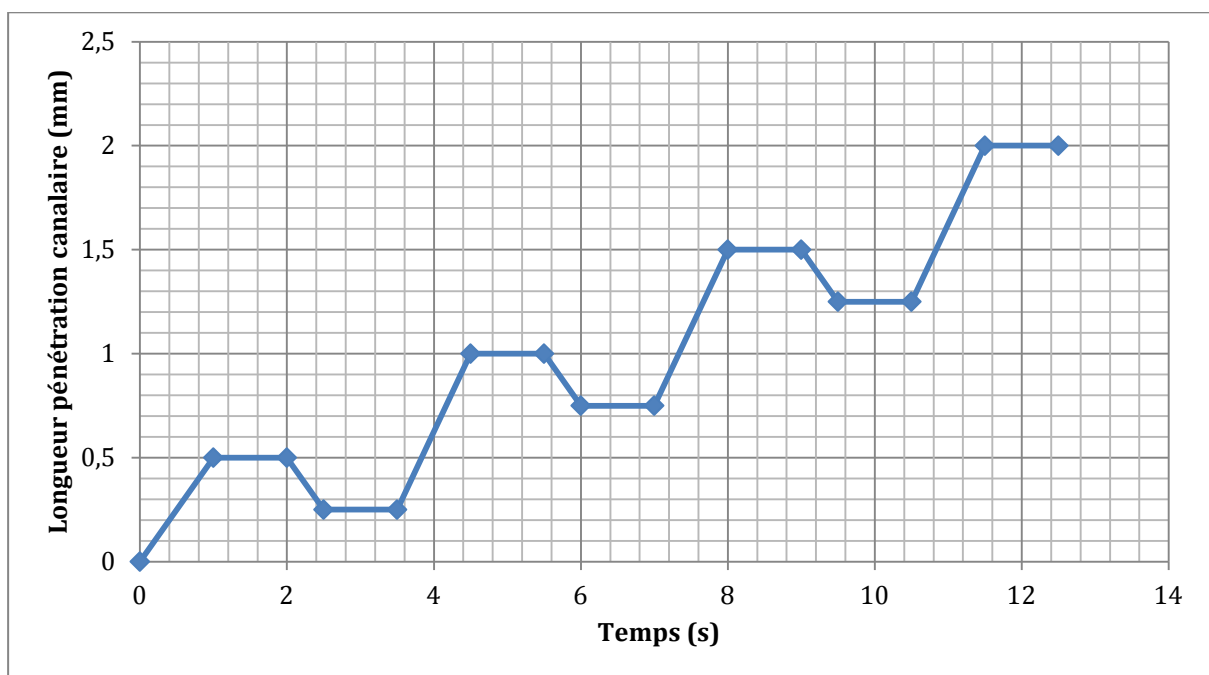


Figure 40 : Graphique type d'un test en cyclage

Nous avons procédé par des montées et descentes successives, respectivement de 0,5 et 1 mm, de la machine de compression/traction. Ces phases s'effectuent à une vitesse constante de 1 millimètre par seconde (mm/s) avec un temps d'arrêt d'une seconde (s) entre chaque montée/descente. Un cycle correspond à une descente avec son temps d'arrêt et à une montée avec son temps d'arrêt.

L'instrument bloque dans le canal à partir de 11 mm de pénétration canalaire. Ce point définit la position initiale de l'instrument. Pour atteindre une longueur de 18 mm, il faut donc 13 cycles. Ce nombre de cycles est à indiquer dans le programme de cyclage.

Chaque test sans irrigation se déroule de la façon suivante :

- le réglage de la position initiale,
- la programmation de la charge/descente et décharge/montée,
- la vitesse respective de chaque phase (charge ou décharge),
- le temps d'attente entre chaque phase,
- le nombre de cycles.

On pourra dès lors lancer le test après avoir positionné le contre-angle à sa position initiale et remis le capteur de force à 0 N.

Différents essais ont donc été réalisés avec des broches MICRO-MEGA® en NiTi, de conicité 2%, d'une longueur de 25 mm et de deux diamètres apicaux : 25/100^e de millimètre et 30/100^e de millimètre.



Figure 41 : Photo du dispositif de test en place

Toutefois, sans irrigation des bouchons et des butés se constituent à l'intérieur des canaux puisque les débris ne sont pas évacués. Les tests sans irrigation n'ont donc pas donné de résultats très concluants et sont totalement inexploitable. Les limes endodontiques ont fracturé systématiquement, sans atteindre la LT, en montrant des forces qui dépassaient les 35N (soit 3,5 kilogrammes [kg] de pression sur le contre-angle).



Figure 42 : Photo finale d'un test de cyclage sans irrigation (lime MICRO-MEGA® 25/100^e, 2%)

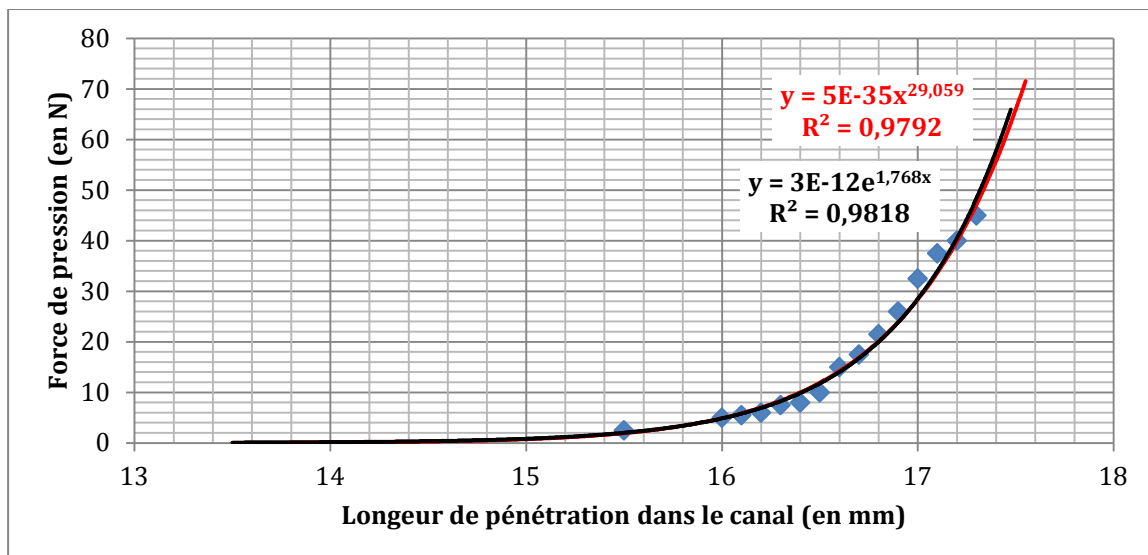


Figure 43 : Courbe décrivant la force exercée sur le contre-angle en fonction de la profondeur de pénétration canalaire pour une lime MICRO-MEGA® de 25/100^e de conicité 2%

Nous en arrivons donc à la conclusion que l'irrigation durant les tests est indispensable. L'intervention humaine lors des tests est donc inévitable étant donné que l'irrigation n'est pas automatisable sur le banc d'essai utilisé ici.

5.2 Les tests avec irrigation : l'essai libre

Pour la mise en place de l'irrigation, il a fallu utiliser un autre mode de programmation du logiciel pilote TestXpert® II. Nous avons utilisé la fonction « essai libre » qui permet de définir chaque étape du cycle manuellement. Une étape correspond à une seule action de la machine de compression/traction.

Nous avons dû programmer :

- les phases de charge : correspondant à la progression de l'instrument en rotation continue dans le canal,
- les phases de décharge : correspondant à son retrait,
- les phases d'irrigation : c'est-à-dire une décharge substantielle permettant à un tiers d'insérer une aiguille dans le bloc en résine et de procéder à l'irrigation ainsi qu'à la vérification de la vacuité apicale à la lime MMC 10/100^e de millimètre,
- les précharges post-irrigations pour ramener l'instrument à une distance équivalente à une charge de sa dernière position dans le bloc.

Comme nous sommes dans un essai en compression chaque charge/descente de la presse correspond à une valeur positive de déplacement, et inversement pour les phases de décharge/irrigation/montée.

5.2.1 Les différentes phases du test

5.2.1.1 Les charges

Deux types de charges ont été nécessaires : lorsque l'instrument était au-dessus du départ de la courbe canalaire et en deçà.

Le principe reste le même malgré tout, seule la distance parcourue par l'instrument change.

Les charges dites « initiales » (au-dessus de la courbure) fonctionnent par progression de 1 mm dans le canal en position relative dans la section (et non pas en position absolue). En position absolue, un mouvement de 1 mm de la machine correspond à un positionnement à + 1 mm. C'est à dire 1 mm en-dessous de la position initiale (la position en début de test).

Une fois la pénétration effectuée, nous avons un temps d'attente de 2 secondes dans cette position pour que l'instrument puisse correctement travailler jusqu'à la distance voulue. Puis, la phase de décharge commence.

Les charges dites de « courbure » fonctionnent exactement de la même manière sauf que l'insertion ne sera que de + 0,75 mm en position relative dans la section.

Ces différentes charges se font toutes deux à une vitesse de 10 mm/min (millimètre par minute).

5.2.1.2 Les décharges

Les décharges sont simples. Il n'y a eu aucune distinction entre la partie en amont de la courbure canalaire et la partie en aval.

Les décharges constituent un retrait de l'instrument rotatif de -0,5 mm en position relative dans la section à une vitesse de 0,5 mm/s. Suite à un temps d'attente de 1 s dans cette position, la machine entame la phase suivante du test.

5.2.1.3 L'irrigation

Il s'agit d'un retrait total de l'instrument du bloc en résine : une décharge de -100 mm à une vitesse de 10 mm/s (en position relative dans la section). Cela va permettre une irrigation abondante du canal par un tiers. Ainsi les copeaux générés par le travail canalaire vont remonter et seront éliminés. Nous pourrions aussi prendre le temps de vérifier la vacuité apicale avec une lime MMC 10/100^e de millimètre. Le test ne reprendra que de manière volontaire depuis l'ordinateur.

5.2.1.4 La précharge

Comme pour les charges, il est nécessaire de séparer la phase de travail canalaire en amont de la courbure et en aval.

Les précharges « initiales » consistent en une descente de la presse de + 99,5 mm à une vitesse de 10 mm/s vers le bloc en résine (en position relative dans la section). L'instrument va revenir à une distance équivalente à une charge « initiale » (1 mm) de la dernière position instrumentale. C'est exactement le même principe pour les précharges de « courbure » mais c'est une descente de + 99.75 mm à 10 mm/s. Ce qui équivaut à une distance de 0,75 mm au-dessus de la dernière position instrumentale (correspondant à une « charge courbure »).

5.2.2 Le protocole de test

Les différents tests se sont déroulés de la manière suivante :

- Détermination de la position initiale pour chaque instrument : c'est-à-dire 1 mm avant blocage de l'instrument dans le canal alors qu'il n'est pas en rotation,
- Détermination de la fréquence des irrigations : ici, il a été choisi d'irriguer tous les millimètres de progression canalaire en amont de la courbure et tous les 0,5 mm en aval,
- Programmation des différentes phases du test dans le logiciel pilote en « essai libre »,
- Il faut ensuite incrémenter chaque étape du test dans la configuration du test. En amont de la courbure, on alternera phase de charge « initiale » et de décharge trois fois de suite. Puis, nous aurons une irrigation suivie d'une précharge « initiale ». C'est la même chose en aval de la courbure mais avec des charges et des précharges « courbure »,
- On répètera ce cycle autant de fois que nécessaire, jusqu'à atteinte de la LT, c'est-à-dire 18 mm (environ 140 étapes). Tout dépendra de la position initiale de l'instrument qui est très variable selon son diamètre apical et sa conicité,
- Nous pouvons alors amener l'instrument à sa position initiale, mettre en marche le contre-angle, remettre le capteur de force à 0 N et lancer le test.

6 Résultats

L'irrigation s'est imposée d'elle-même après les nombreuses ruptures instrumentales lors des tests sans irrigation. Il est nécessaire d'éliminer les débris générés pendant le travail canalaire et de lubrifier les parois canalaire et les instruments.

Une fois l'irrigation mise en place de manière fonctionnelle, nous parvenons à garder les instruments de rotation continue intacts à l'œil nu (dans la plupart des cas). De plus, nous atteignons les longueurs de travail avec des forces modérées (n'excédant pas les 5 N = 500 g). Les canaux sont presque entièrement nettoyés mais les courbures sont redressées et les foramens apicaux sont élargis ou déplacés.

Les différents graphiques ont été tracés sous Excel®. Ils comportent :

- les différents points exploitables relevés,
- leurs différentes courbes de tendance
- leurs coefficients R^2 témoignant de leur plausibilité (plus R^2 est proche de 1, plus la courbe correspondante est représentative).

Deux types de courbes ont été observées : les courbes de « pression » et de « vissage ». Les courbes de « pression » correspondent à la représentation des forces verticales dirigées vers le bas, c'est-à-dire la force que « l'opérateur » impose à l'instrument pour que celui-ci progresse dans le canal jusqu'à la profondeur souhaitée. Les courbes de « vissage » correspondent aux forces verticales dirigées vers le bas due à l'engagement des arêtes de coupes de l'instrument. Cela correspond donc aux forces ressenties par « l'opérateur » comme un engagement progressif et spontané de l'instrument. Nous ressentons alors une « aspiration instrumentale » ou un « vissage ».

Pour pouvoir utiliser la fonction « courbe de tendance exponentielle » et « puissance » d'Excel®, il a fallu redresser les courbes de forces de vissage. En effet, ces forces tirent le capteur vers le bas et entraînent l'instrument dans le canal. Le dynamomètre capte alors une traction durant sa phase de compression : la force est, en réalité, négative : nous constatons alors objectivement une aspiration. Mais Excel® ne sait pas afficher de courbes exponentielles négatives.

6.1 Les broches MICRO-MEGA® en nickel-titane

6.1.1 La broche MICRO-MEGA® de 25/100^e de mm, de conicité 2% dans un canal courbé à 20°

Nous constatons en fin de test que :

- l'instrument n'est pas déspiralisé,
- le travail canalaire est satisfaisant,
- le respect de l'anatomie canalaire n'est pas idéal : la courbure a été légèrement redressée et le foramen apical sommairement déplacé.



Figure 44 : Photo finale de test lime 25/100^e

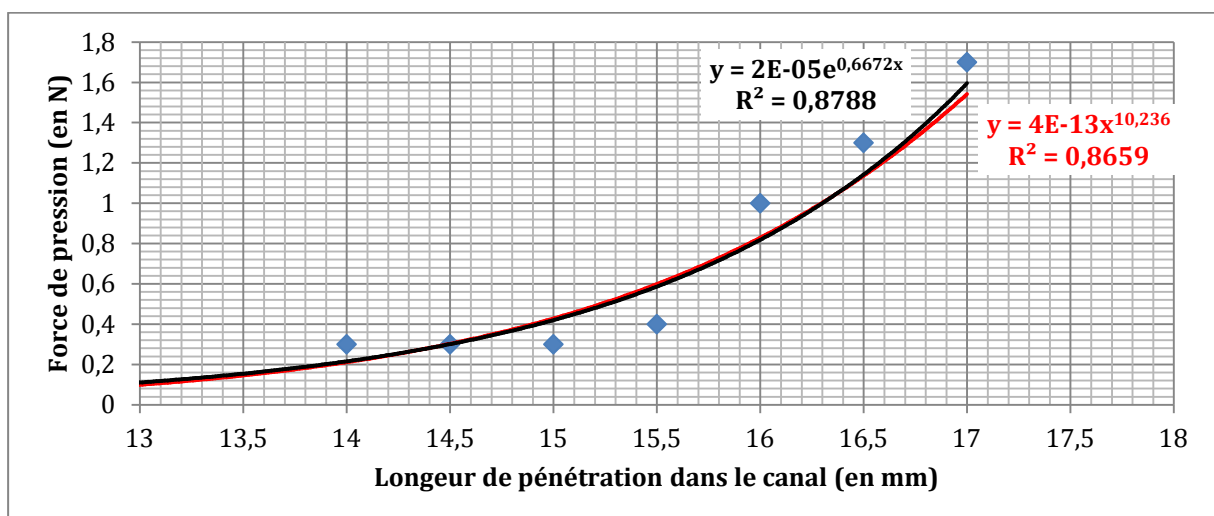


Figure 45 : Graphique du test lime 25/100^e

6.1.2 La broche MICRO-MEGA® de 30/100^e de mm, de conicité 2%

Nous notons la même chose que précédemment en fin de test mais de manière plus conséquente. En effet, l'instrument est de plus gros diamètre et donc plus rigide et les forces exercées sont plus importantes. Toutefois le nettoyage mécanique des parois est de meilleure qualité.



Figure 46 : Photo du test lime 30/100^e

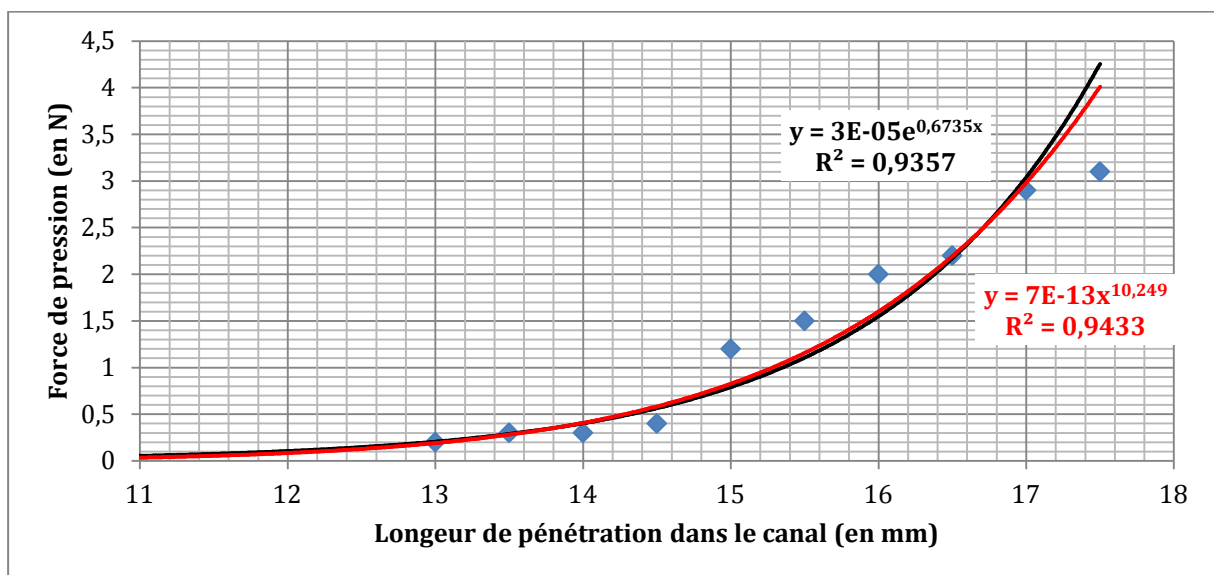


Figure 47 : Graphique du test lime 30/100^e

De plus, une fracture est survenue lors du premier test en flexion/torsion. Elle est due à une imprécision dans la tête du contre angle qui permet à l'instrument en rotation de manquer l'entrée canalaire.

L'instrument est resté en rotation un bref instant, a plié en amont de la partie travaillante en angle ouvert, puis a fracturé à ce même niveau.

6.2 Le système MICRO-MEGA® : Revo-S®

Ce système de rotation continue comporte quatre instruments de travail canalaire :

- l'Endoflare® pour la partie coronaire du canal (2 à 3 mm),
- le SC1 pour les deux premiers tiers de la racine (L = 12 mm),
- le SC2 allant jusqu'à la LT = 18 mm,
- le SU pour terminer le travail canalaire de manière homogène et calibrée.

6.2.1 L'Endoflare®

On remarque pour cet instrument court (15 mm) et de forte conicité (12%) que la force, qui lui est appliquée, est proportionnelle à sa longueur de pénétration canalaire. De plus, on note que l'instrument ne visse pas lors de la préparation canalaire.

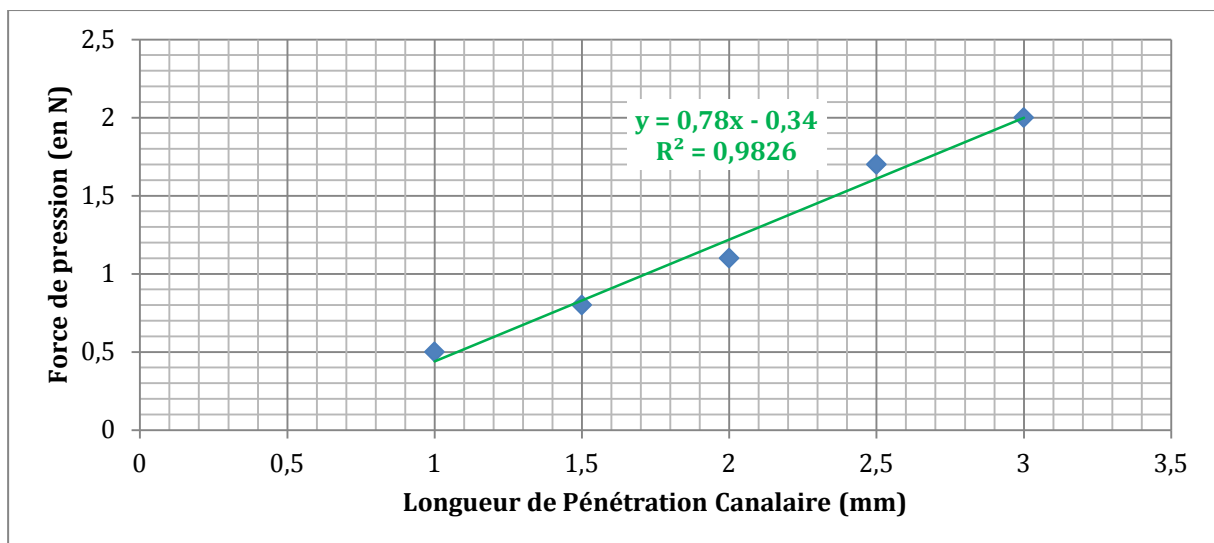


Figure 48 : Graphique du test de l'Endoflare®

6.2.2 Le SC1, le SC2 et le SU

Le SC1 :

La conicité de 6% rend les forces de friction très élevées lors de la pénétration canalaire. En effet, celles-ci dépendent notamment de la surface de contact instrument/canal. Il a donc été nécessaire d'augmenter le couple jusque 1,6 N.cm pour éviter à l'instrument de se bloquer dans le canal par friction excessive. Ce nouveau couple correspond au double des recommandations du fabricant.

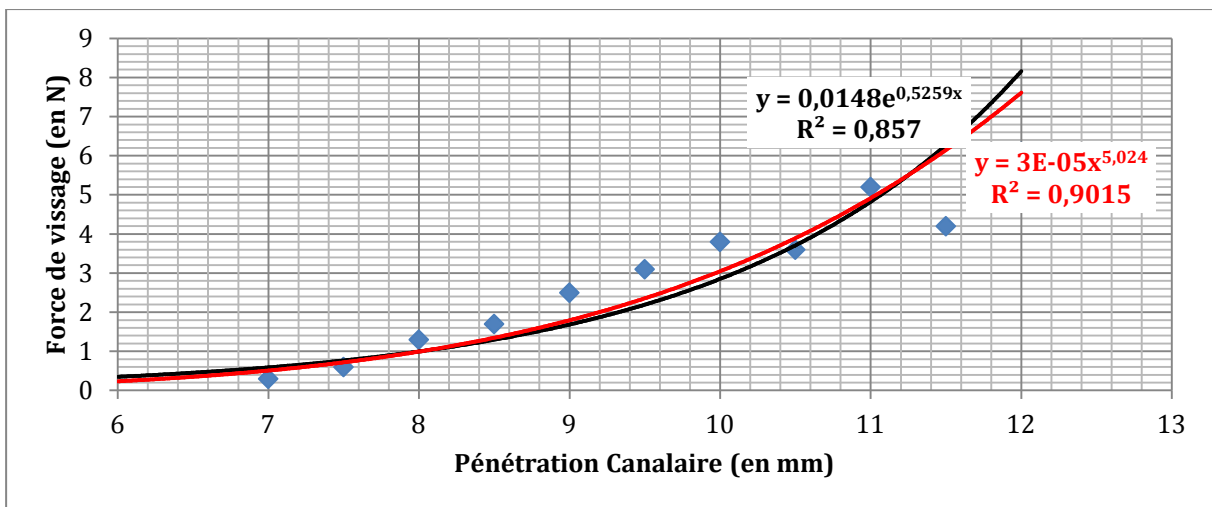
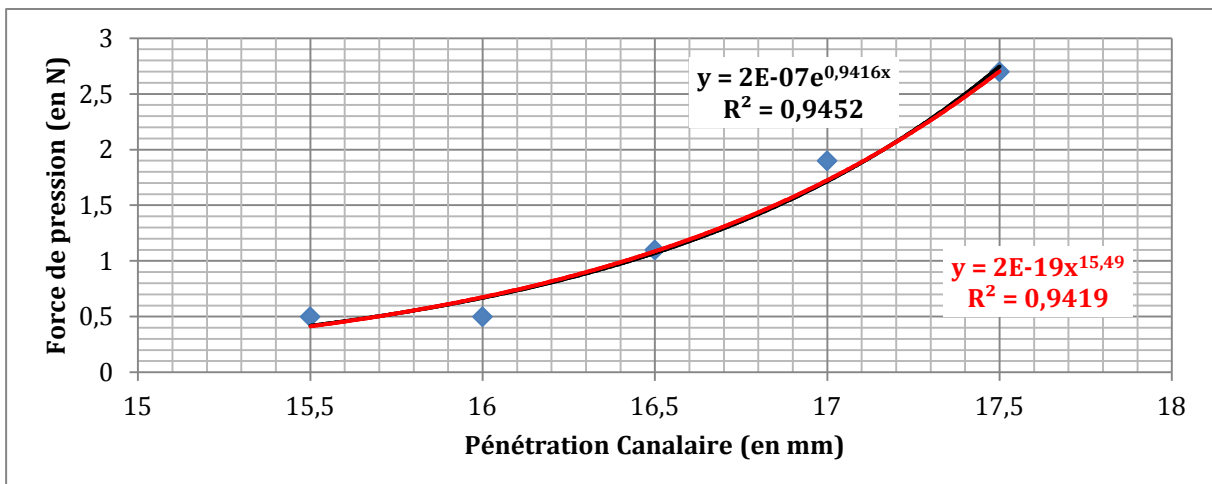


Figure 49 : Graphique du test du SC1

Le SC2 :

Pour cet instrument deux courbes se sont superposées pendant le test : une de pression et une de vissage.



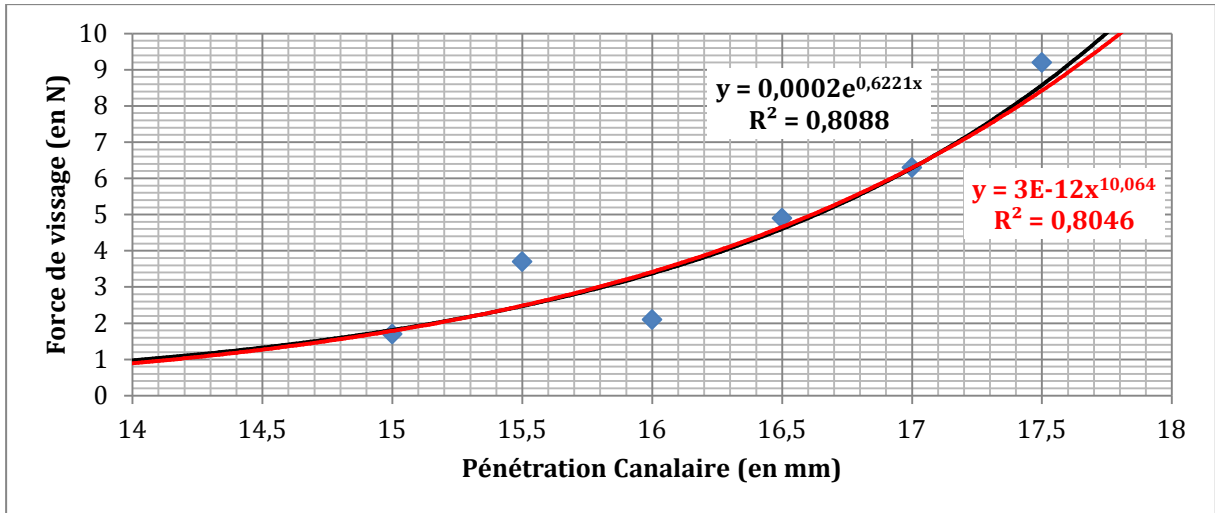


Figure 50 : Graphiques du test du SC2

Le SU :

Deux courbes se sont également superposées pour cet instrument.

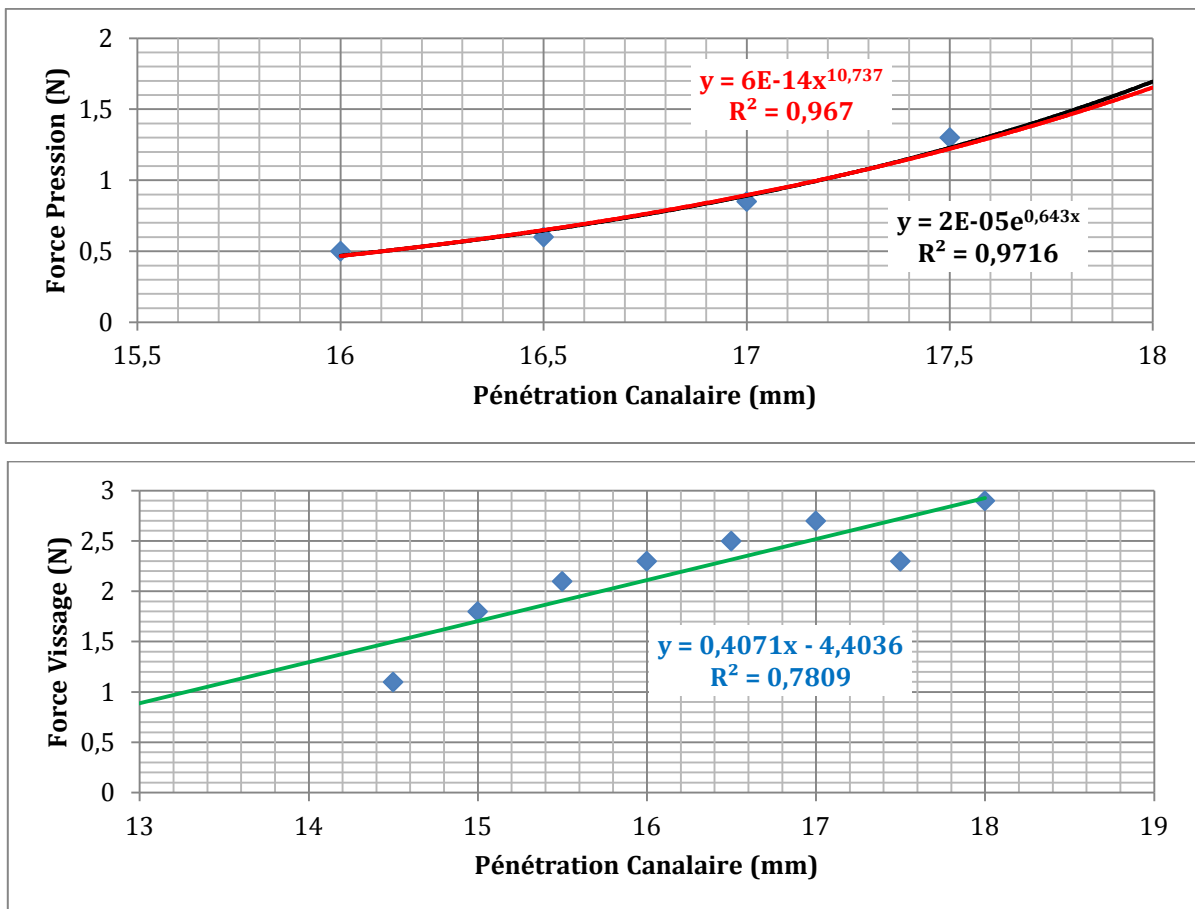


Figure 51 : Graphiques du test du SU

6.2.3 Conclusion

Pour ce test du système Revo-S, nous remarquons que :

- la courbure a été redressée,
- le foramen apical a été déplacé,
- il y a un léger manque de travail des parois canalaires au niveau apical.



Figure 52 : Photo finale du test du système Revo-S® de MICRO-MEGA®

6.3 Le système Dentsply Maillefer® : ProTaper Universal®

Ce système de rotation continue comporte de quatre à huit instruments en NiTi avec une conicité variable tout le long de l'instrument, selon la finition apicale choisie. Ici la séquence comporte cinq instruments :

- le SX (pour l'ouverture de l'entrée canalaire),
- le S2 pour le travail canalaire,
- les F1 à F3 pour la finition apicale à 30/100^e de millimètre.

6.3.1 Le SX et le S2

Le SX :

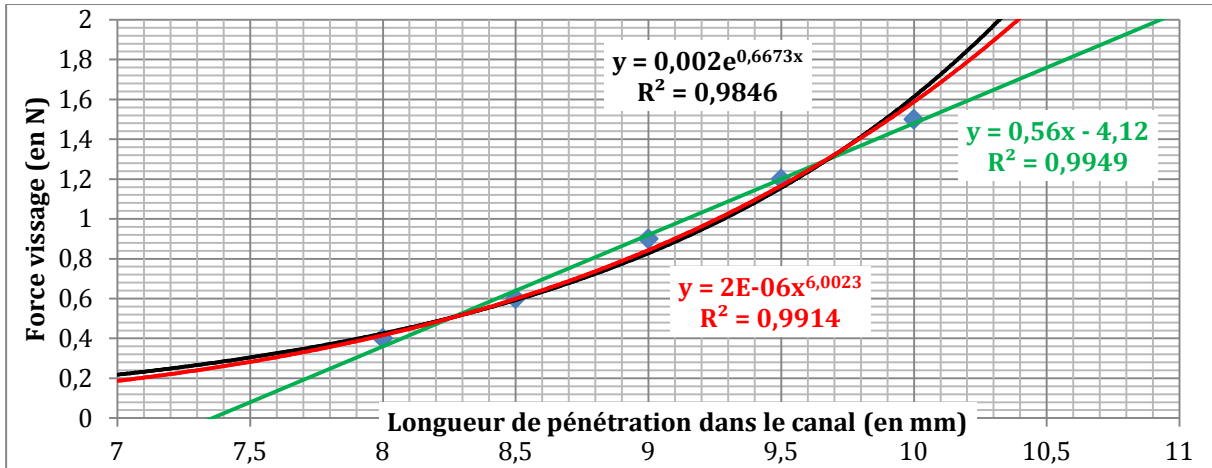


Figure 53 : Graphique du test du SX

Le S2 :

Pour ce test le couple du contre-angle a été augmenté de 0,2 puis de 0,4 N.cm, pour éviter que l'instrument ne se bloque suite à des forces de friction excessives (supérieur à 2 N.cm). De plus l'instrument a bloqué six fois durant le test (entre 15 et 18 mm de pénétration canalaire).

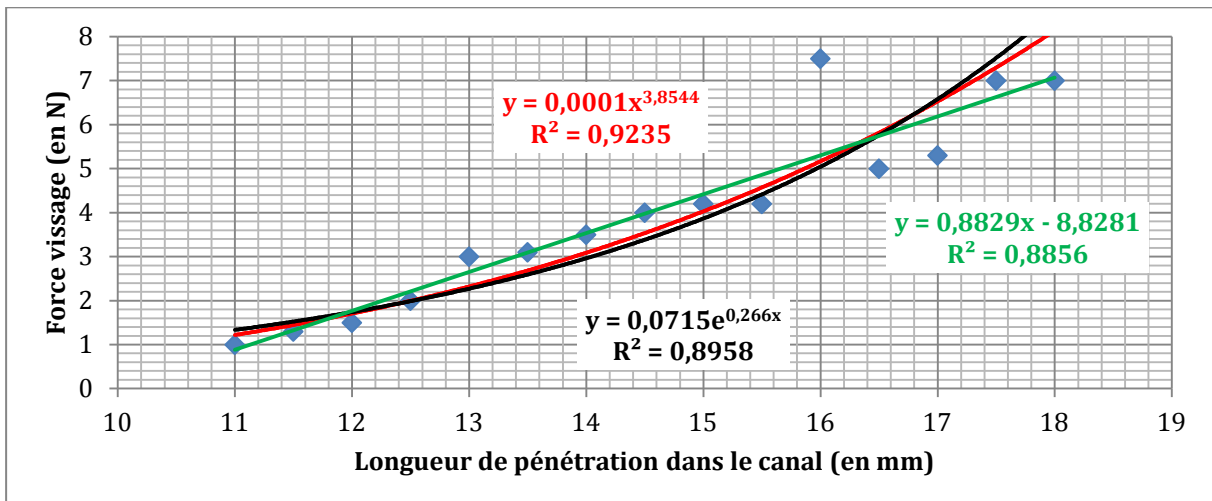


Figure 54 : Graphique du test du S2

6.3.2 Les F1, F2 et F3

Le F1 :

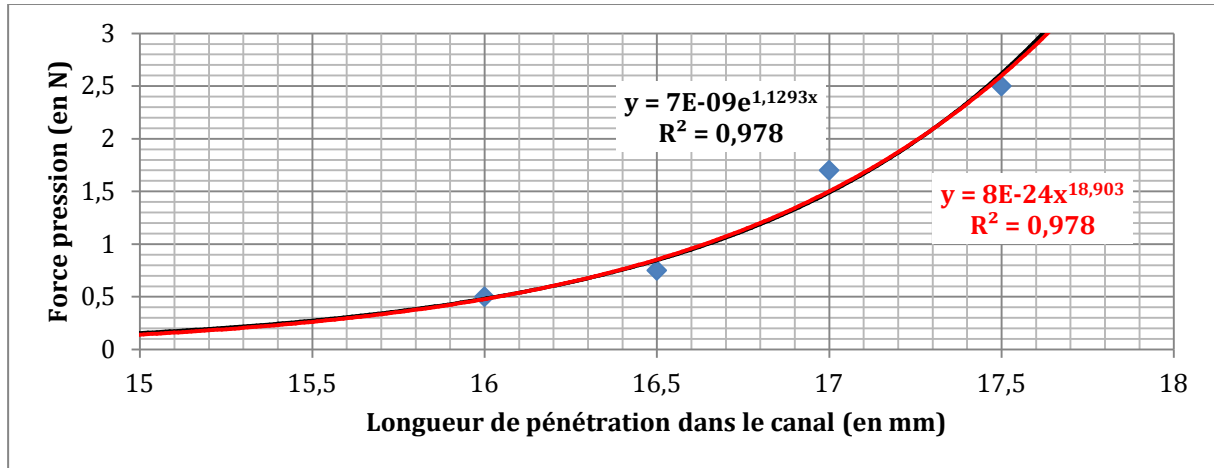


Figure 55 : Graphique du test du F1

Le F2 :

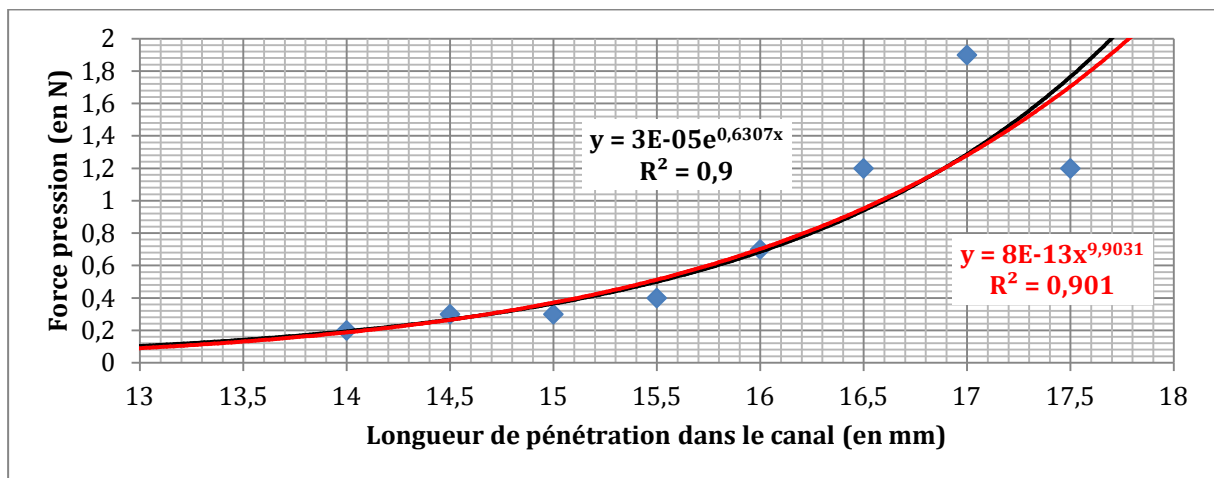


Figure 56 : Graphique du test du F2

Le F3 :

Encore une fois nous retrouvons la superposition de deux courbes durant le test.

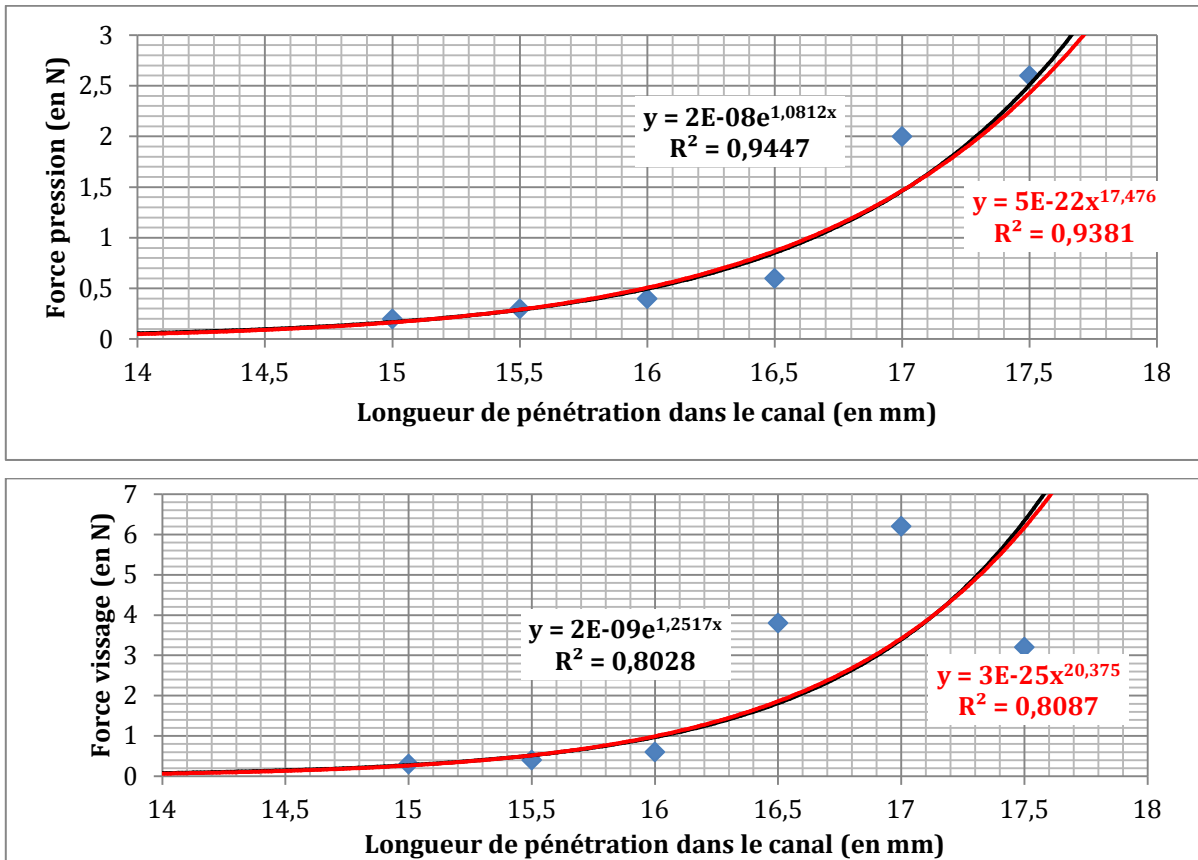


Figure 57 : Graphiques du test du F3

6.3.3 Conclusion

Nous constatons donc en fin de test :

- un respect non négligeable de l'anatomie canalaire avec toutefois un redressement de la courbure canalaire,
- un léger déplacement du foramen apical,
- encore un manque de travail mécanique au niveau apical.



Figure 58 : Photo finale du test du système ProTaper Universal®

6.4 Le système CMA®

C'est un système qui comporte quatre instruments en NiTi :

- le Coronal® pour les entrées canales,
- le Median® pour l'élargissement des deux premiers tiers du canal à une conicité de 6%,
- l'Apical® Fine A1 pour la préparation primaire du tiers apical (conicité de 4%),
- l'Apical® A2 pour la finition apicale (conicité de 6%).

6.4.1 Le Coronal®

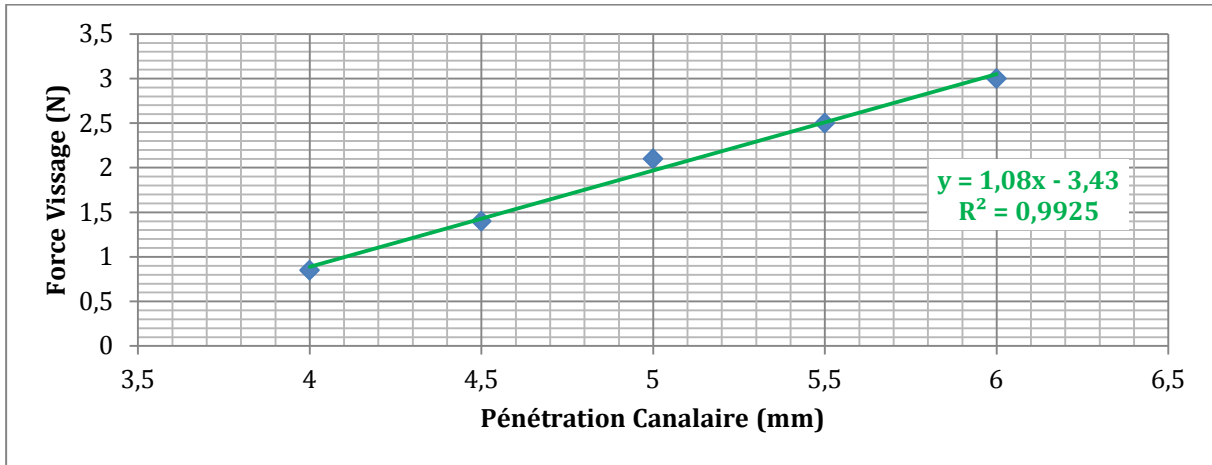


Figure 59 : Graphique du test du Coronal®

6.4.2 Le Median®

Il a fallu augmenter le couple du contre-angle à 2,5 N.cm pour permettre à l'instrument de progresser jusqu'au deux tiers de la LT. Ce nouveau couple est légèrement supérieur aux recommandations du fabricant (2,3 N.cm maxi) pour un traitement canalaire (mais pas pour un retraitement).

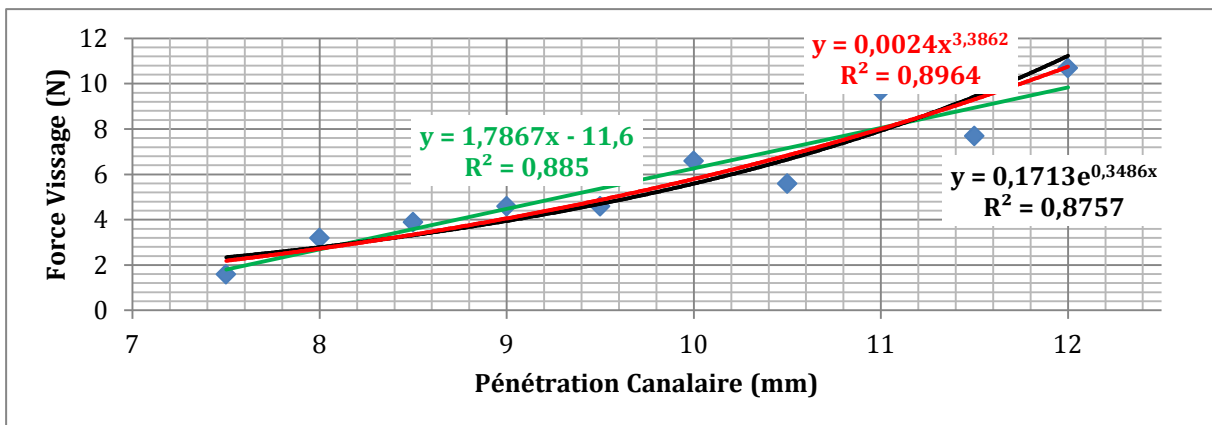


Figure 60 : Graphique du test du Median®

6.4.3 L'Apical® Fine A1 et l'Apical® A2

L'Apical® Fine A1 :

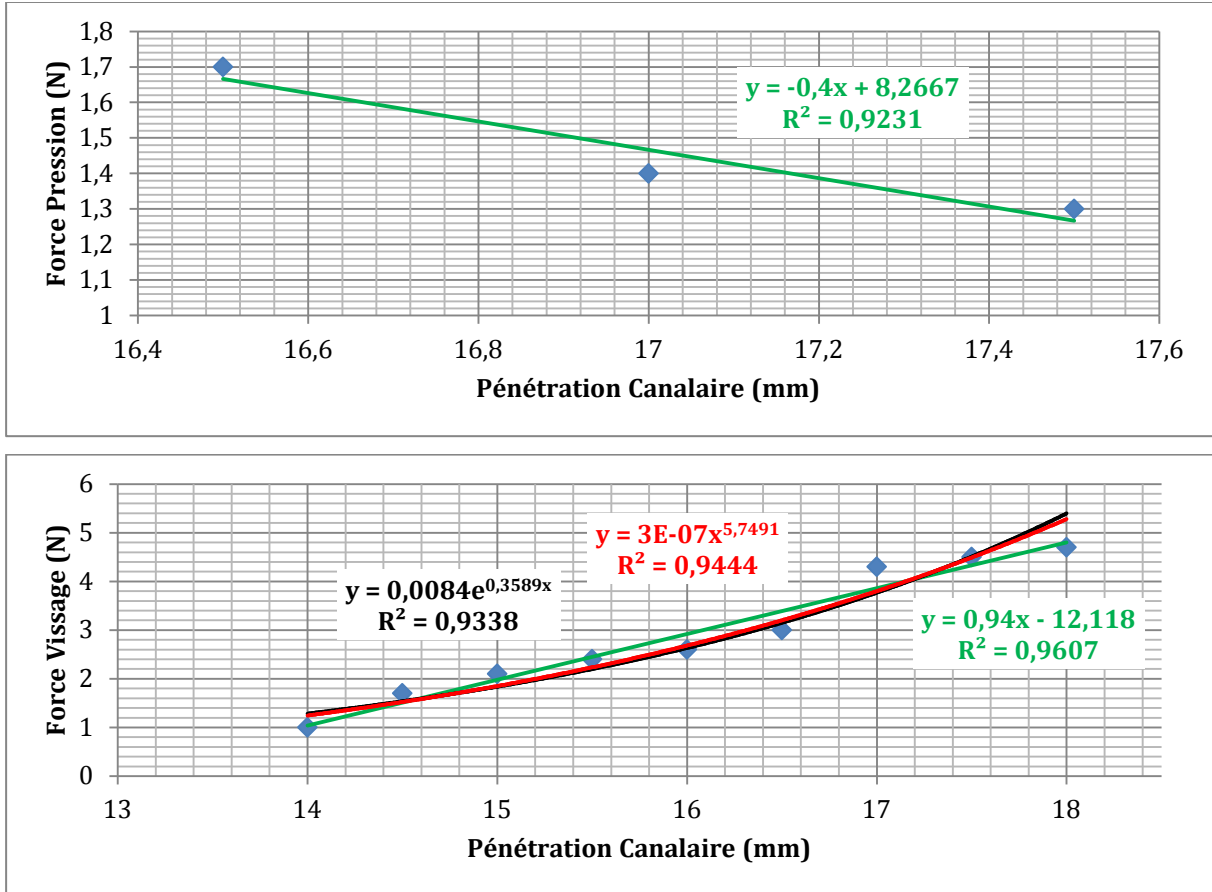


Figure 61 : Graphiques du test de l'Apical® Fine A1

L'Apical® A2 :

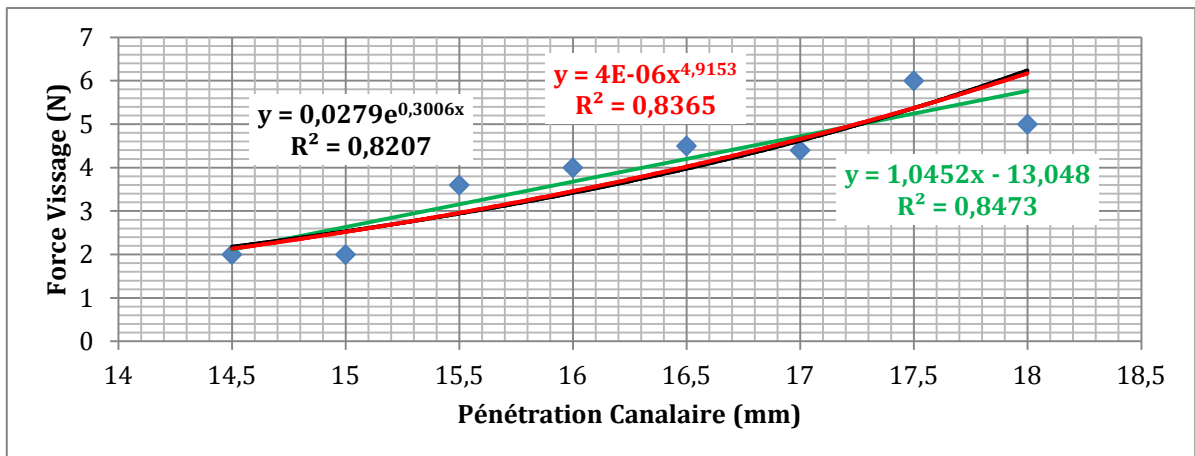


Figure 62 : Graphique du test de l'Apical® A2

6.4.4 Conclusion

Nous voyons ici que les instruments ont créé un bouchon apical et l'ont contourné. Cela a eu pour conséquence de déplacer le foramen apical et d'élargir excessivement celui-ci. Nous constatons également un redressement très prononcé de la courbure canalaire initiale.



Figure 63 : Photo finale du test du système CMA®

6.5 Le système Coltène Endo® : Hyflex CM®

Ce système de rotation continue comporte six instruments. Cinq ont été testés ici :

- 08-25 pour l'entrée canalaire,
- 06-20 aux deux tiers de la LT pour la primo ouverture canalaire,
- 04-25 à la LT,
- 04-30 et 04-40 à la LT pour la finition apicale souhaitée.

6.5.1 La lime 08-25

Le capteur n'est pas assez précis/sensible. Les différentes accélérations verticales du contre-angle sont du même ordre de grandeur que les forces à mesurer. De fait, elles se confondent et aucune information n'arrive à se dégager du bruit du capteur.

6.5.2 La lime 06-20

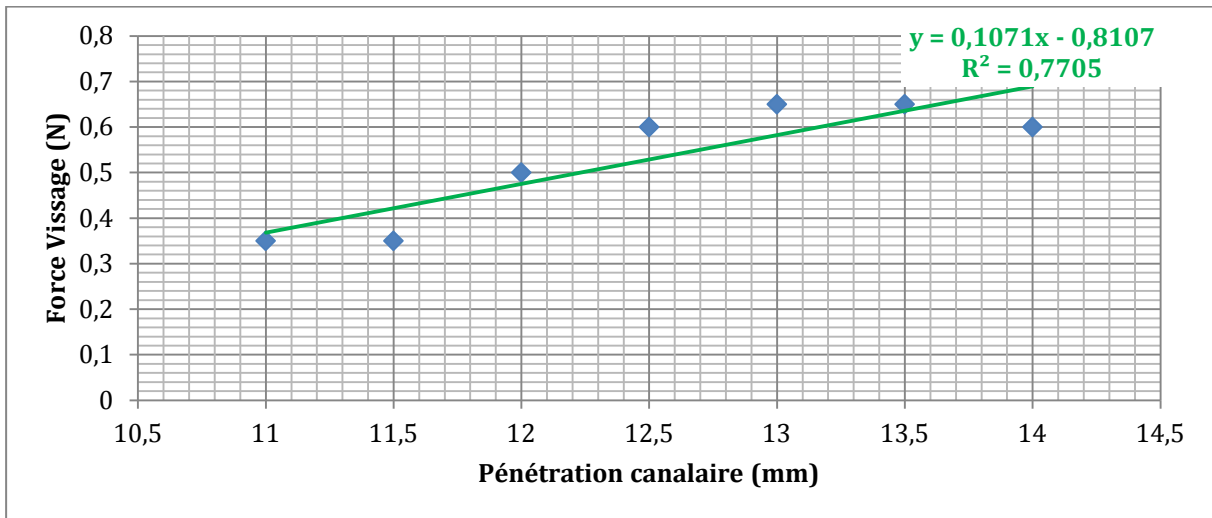


Figure 64 : Graphique de test de la lime 06-20

6.5.3 Les limes 04-25, 04-30, 04-40

La lime 04-25 :

Il est apparu un très fort déroulement de spire au cours du test. Mais après une stimulation thermique à la flamme, l'alliage à mémoire de forme reprend son aspect initial. Nous avons alors poursuivi le test sans difficulté particulière (deux passages à la flamme ont été nécessaires).

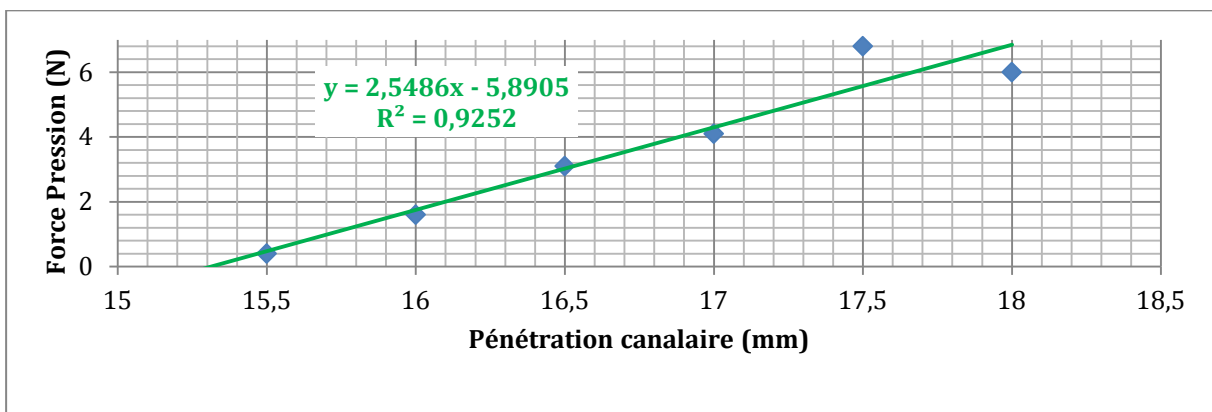


Figure 65 : Graphique du test de la lime 04-25

La lime 04-30 :

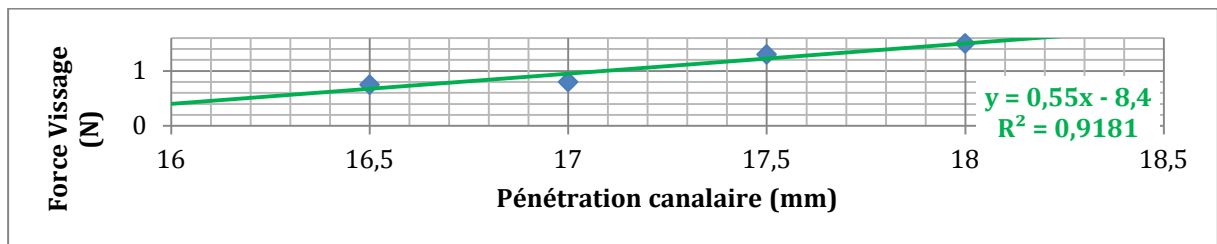


Figure 66 : Graphique du test de la lime 04-30

La lime 04-40 :

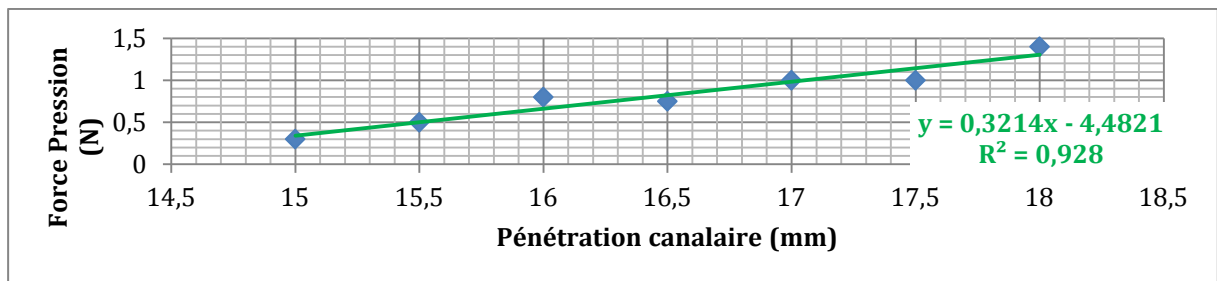


Figure 67 : Graphique du test de la lime 04-40

6.5.4 Conclusion

Nous remarquons en fin de test que le foramen apical a été déplacé et que la zone apicale a été élargie. Toutefois le travail canalaire est correct.



Figure 68 : Photo finale du test du système Hyflex CM®

6.6 Les broches MICRO-MEGA® en CuAlBe de conicité 2%, de diamètre 25/100^e de millimètre

Les forces mesurées sont des forces de vissage pures (Figure 69). Mais cet alliage a un excellent comportement intra-canaire (Figure 70) :

- respect parfait de l'anatomie canalaire : courbure respectée, ainsi que le respect de la zone apicale,
- un travail canalaire de désinfection mécanique presque parfait : seul un peu de résidu rouge persiste au niveau du foramen apical.

En revanche cet alliage à une forte tendance à créer des bouchons qu'il ne pourra pas gérer (ni passer au travers ni le contourner). La vérification de la perméabilité apicale à chaque irrigation est, plus que jamais, indispensable pour éviter la fracture instrumentale.

De plus, deux fractures sont survenues lors des deux premiers tests : une par torsion lors de la préparation canalaire et une autre en flexion/torsion. Cette dernière est due à une imprécision dans la tête du contre angle qui a permis à l'instrument en rotation de manquer l'entrée canalaire. L'instrument est resté en rotation pendant quelques secondes, a plié en amont de la partie travaillante en angle droit, puis a fracturé à ce même niveau.

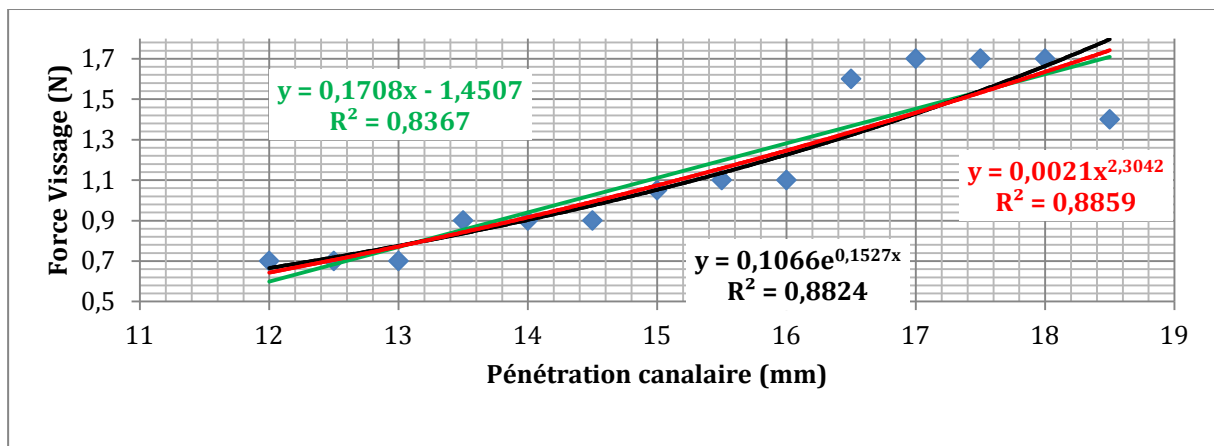


Figure 71 : Graphique du test de la lime 25/100^e de millimètre, en CuAlBe



Figure 72 : Photo finale du test de la lime 25/100^e de millimètre, en CuAlBe

6.7 Synthèse

Tableau 2 : Récapitulatif des tests des différents systèmes en NiTi

Système de rotation continue	Avantages	Inconvénients
Revo-S® (MICRO-MEGA®)	_ conicité de 6 % : meilleur apport d'irrigant	_ essentiellement des forces de vissage : phénomène d'aspiration
	_ finition à 25/100ème de millimètre : supérieur à apex physiologique	_ redressement léger de la courbure
	→ désinfection mécanique complète	_ apex déplacé
		_ forces exercées trop importantes
	_ couple nécessaire supérieur aux recommandations	
Protaper Universal® (Dentsply Maillefer®)	_ conicité apicale et globale élevée : meilleur apport d'irrigant	_ léger redressement de la courbure
		_ léger déplacement du foramen
	_ plusieurs finitions apicales possibles	_ travail canalaire très important
	_ bon respect de l'anatomie canalaire	→ fragilisation des parois
	_ dans la moitié des cas c'est une force de pression	_ forces exercées trop importantes
	_ dans l'autre moitié des cas ce sont des forces de vissage : phénomène d'aspiration	

CMA®	_ conicité finale à 6% : meilleur apport d'irrigant	_ essentiellement des forces de vissage : phénomène d'aspiration
	_ finition apicale à 20/100ème de millimètre : meilleur respect de l'anatomie apicale	_ forces exercées trop importantes _ déplacement du foramen apical
	_ couple fabricant suffisant pour effectuer le travail canalaire	_ création d'un bouchon _ finition apicale à 20/100ème de millimètre qui est le diamètre d'un apex physiologique → manque de travail apical
Hyflex CM® (Coltène Endo®)	_ plus grande souplesse	_ déplacement du foramen apical
	_ forces exercées faibles	_ forces de vissage : phénomène d'aspiration
	_ forces augmentant linéairement (restent faibles)	_ conicité à 4% : moins bon acheminement de l'irrigant
	_ respect de l'anatomie canalaire	
	_ plusieurs finitions apicales possibles	
_ conicité de 4% : meilleur respect anatomique		

7 Discussion

7.1 Les alliages

Dans cette étude nous avons comparé les différents comportements mécaniques de plusieurs systèmes de rotation continue en NiTi polycristallin et un instrument de type broche en CuAlBe monocristallin. Nous avons alors remarqué des différences de préparation canalaire au sein des instruments en NiTi. Nous avons également retrouvé toutes les formes de défauts de préparation canalaire tant pour le NiTi que pour le CuAlBe.

En effet, tous les défauts de préparations tels que la rupture instrumentale, la formation de bouchon, la création de butées, le redressement de la courbure canalaire, le déplacement de l'apex et l'élargissement foramen apical (Griffiths et al. 2001) ont chacun été constatés lors de la préparation canalaire (voir Tableau 3 : Comparatif des différentes erreurs de préparation canalaire selon le système).

Tableau 3 : Comparatif des différentes erreurs de préparation canalaire selon le système

	Broche NiTi	Revo-S®	CMA®	Hyflex CM®	ProTaper Universal®	Broche CuAlBe
Fracture instrumentale						X
Bouchon			X			X
Butée				X		
Redressement de courbure	X	X			X	
Déplacement apex	X	X	X	X	X	
Élargissement apical			X			

Chaque instrument ou système d'instruments endodontiques ont aussi montré des variations dans la qualité de mise en forme canalaire. Au-delà des incidents inhérents à la rotation continue, nous remarquons que les différentes caractéristiques instrumentales que ce soit au niveau géométrique ou au niveau matériau (les différents AMF utilisés), les résultats sont très différents.

En effets les systèmes ou instruments de plus grande conicité ou diamètre apical montrent une plus grande rigidité et sont moins à même de négocier une anatomie canalaire complexe (Yang et al. 2007). Les résultats expérimentaux de cette étude montrent que les instruments de conicité 6% ou de diamètre apicaux élevés (supérieurs à 30/100^e de mm) sont plus rigides et donnent des préparations beaucoup plus rectilignes et moins respectueuses de l'anatomie canalaire, comme le Revo-S® ou le CMA® (nous noterons les mêmes variations entre les broches à 2% de 25/100^e et de 30/100^e de mm en NiTi de MICRO-MEGA®). Le système Revo-S® permet tout de même d'obtenir une préparation satisfaisante du système canalaire malgré un certain déplacement du foramen apical et un redressement visible de la courbure canalaire.

Les instruments de finition du ProTaper® Universal (F1, F2, F3) possèdent eux aussi des conicités très importantes. Mais leur conicité est variable sur toute la longueur instrumentale, ce qui confère à l'instrument une plus grande flexibilité (Bergmans et al. 2003). La conicité annoncée par le constructeur, Dentsply Maillefer®, correspond à celle de la pointe de l'instrument (c'est-à-dire sur les derniers millimètres instrumentaux), alors que les tiers moyen et coronaire de l'instrument ont une conicité faible. Cela ne confère donc pas une rigidité instrumentale globale plus élevée. En revanche, la rigidité de la pointe instrumentale sera elle d'autant plus grande. De plus nous savons que la concentration des contraintes instrumentales est plus grande sur les trois derniers millimètres de l'instrument (Vieira et al. 2008, et Vieira et al. 2009). Or le tiers apical de l'instrument est déjà par nature, la zone privilégiée des fractures de fatigue et en torsion. Cette rigidité instrumentale localisée sur le dernier tiers instrumental provoquerait donc un risque de fracture plus grand pour les instruments de ce système. Toutefois, expérimentalement, ce système permet une préparation correcte du canal malgré un certain redressement de la courbure canalaire et un déplacement du foramen apical.

Le système Hyflex CM®, quant à lui, présente des instruments dont la conicité est constante de 4% pour la préparation du tiers apical (les instruments en 8% et 6% ne concernant que le tiers coronaire ou le tiers moyen du canal). Le travail canalaire est correct, la poudre rouge symbolisant les tissus infectés a presque été entièrement éliminée. Nous constatons, néanmoins, que la partie interne de la courbure sur les 2 derniers millimètres du canal n'a pas été travaillée et une déportation d'un millimètre du foramen apical est à noter.

Toutefois, tous les systèmes endodontiques en NiTi pluri-instrumentaux testés ont montré une grande capacité à éliminer le tissu « pulpaire et dentinaire » des blocs en résine et la LT a toujours été atteinte.

Les préparations qui ont été les plus respectueuses de l'anatomie canalaire ont été réalisées par les broches de 25/100^e de mm de conicité 2% de MICRO-MEGA® en CuAlBe et, dans une moindre mesure, en NiTi. Ces résultats proviennent à nouveau du fait qu'avec une conicité et un diamètre faible, les instruments sont plus flexibles et sont plus à même de respecter l'anatomie initiale du canal. Cependant, un travail canalaire effectué avec des instruments aussi petits et faiblement coniques, ne permet pas une préparation suffisante des parois canales. D'un point de vue purement microbiologique, le travail canalaire doit permettre une élimination mécanique maximale du tissu organique pulpaire, de la prédentine et de la dentine infiltrée par le biofilm bactérien (Simon et al. 2012) et cette invasion microbienne peut s'étendre à plus de 100 micromètres d'épaisseur dans la dentine (Perez et al. 1993 ; Matsuo et al. 2003 ; Gutiérrez et al. 1990 ; Sen et al. 1995 ; Love 1996). Néanmoins, d'un point de vue purement qualitatif, les capacités de respect de l'anatomie canalaire, que présentent les instruments expérimentaux en CuAlBe, sont très positives.

Les instruments sont donc le fruit d'un compromis entre flexibilité instrumentale, respect de l'anatomie canalaire initiale, efficacité du travail canalaire et tolérance des instruments à pallier les erreurs inhérentes au travail canalaire.

Au cours de cette étude, nous avons relevé les forces qui s'exerçaient sur le contre-angle, et par extrapolation à l'instrument, lors du travail d'un canal simulé dans un bloc en résine. Chaque instrument et système d'instruments a montré des caractéristiques mécaniques très différentes.

Nous avons constaté très rapidement, notamment lors des tests des systèmes pluri-instrumentaux, que les forces exercées sur l'instrument lors du travail canalaire pouvaient être de deux types : de pression (représentant la force exercée par l'opérateur) et d'aspiration ou de vissage (évoquant l'engagement des lames actives dans les parois canales).

Dans un premier temps, nous allons analyser les différentes forces de pression retrouvées dans les différents systèmes (la stérilisation du matériel).

) et dans un second temps nous traiterons des forces de vissage (Tableau 5 : Les différentes forces de vissage/d'aspiration exercées sur les instruments lors du travail canalaire

Les forces de pression que nous retrouvons dans les tests avec irrigation sont dans l'ensemble faibles et restent le plus souvent sous la barre des 2,5 N. Seuls la broche 02-30 en NiTi de MICRO-MEGA®, le SC2 du système Revo-S® de MICRO-MEGA®, les F1 et F3 du ProTaper® Universal de Dentsply Maillefer® et surtout la lime 04-25 du Hyflex CM® de Coltène Endo® ont dépassé ce seuil. On constate alors que les limes concernées sont celles qui atteignent la LT et préparent la courbure pour la première fois : la broche 02-30 MICRO-MEGA®, le SC2 du Revo-S® et la 04-25 du Hyflex CM®. Dans le cas du F1 et du F3 du ProTaper® Universal, cela provient de l'augmentation du diamètre et de la conicité apicale de l'instrument (07-20 pour le F1 et 09-30 pour le F3).

Tableau 4 : Les différentes forces de pression exercées sur les instruments lors du travail canalaire

(**X**, les valeurs supérieures à 5N ; **Y**, les valeurs comprises entre 2,5 et 5N ; **Z**, les valeurs inférieures ou égale à 1,5 N ; les « / » indiquent qu'aucune force de pression n'a été mesurée pour cet instrument).

Système de rotation continue	Instrument	Forces de pression exercées
MICRO-MEGA® broche en 2%	CuAlBe, Ø = 25/100 ^e de millimètre	/
	NiTi, Ø = 25/100 ^e de millimètre	0,3 - 1,7 N
	NiTi, Ø = 30/100 ^e de millimètre	0,2 - 3,1 N
Revo-S® de MICRO-MEGA®	Endoflare®	0,5 - 2 N
	SC1	/
	SC2	0,5 - 2,7 N
	SU	0,5 - 1,3 N
ProTaper® Universal de Dentsply Maillefer®	SX	/
	S2	/
	F1	0,5 - 2,5 N
	F2	0,2 - 1,9 N
	F3	0,2 - 2,6 N
CMA®	Coronal®	/
	Median®	/
	Apical® A1 Fine	1,3 - 1,7 N
	Apical® A2	/
Hyflex CM® de Coltène Endo®	08-25	/
	06-20	/
	04-25	0,4 - 6,8 N
	04-30	/
	04-40	0,3 - 1,4 N

La lime 04-25 du système Hyflex CM® montre un très large dépassement du seuil des 2,5 N. Or, d'après le constructeur, ces instruments sont jusqu'à 300% plus flexibles et ne devraient pas présenter de forces aussi importantes pour le passage d'une courbure à 30°. Le diamètre apical de cette lime est surement trop élevé. De fait les forces de friction sont importantes. Il y'a donc un manque de préparation préalable avec un instrument de plus petite taille. Ces forces de friction ont dépassé le seuil élastique de l'instrument qui s'est déformé pendant le travail en se « dés spiralisant ». Cette dés spiralisation provoque une diminution de l'efficacité de coupe instrumentale et implique une augmentation des forces de pression pour permettre à l'instrument de progresser. Il est à noter que l'instrument est apparu dés spiralisé à trois phases d'irrigation successives et qu'un passage à la flamme a été nécessaire pour que l'instrument reprenne sa forme initiale (propriété qui est décrite par le constructeur lors de la stérilisation du matériel).

Nous allons maintenant nous intéresser aux forces de vissage/d'aspiration ou « screw-in » (Tableau 5 : Les différentes forces de vissage/d'aspiration exercées sur les instruments lors du travail canalaire D'après Ha et al. en 2015, le vissage correspond à la tendance de l'instrument à être aspiré dans le canal. Il survient lors de la rotation de l'instrument à cause de son aspect de surface de vis hélicoïdale. Cette aspiration est donc due aux caractéristiques géométriques de l'instrument (un pas serré ou une section de coupe carrée et centrée accroissent ce phénomène) mais aussi à l'anatomie canalaire initiale, notamment lors du passage de courbure et de zones étroites (Diemer et Calas 2004 ; Ha et Park 2012). En effet, les lames de coupe vont s'engager dans le tissu dentinaire et les parois canalaire serviront de guide à l'instrument. Ce vissage va causer une hausse de la contrainte en torsion sur l'instrument en augmentant ainsi le risque de rupture par torsion. Cette tendance au vissage peut aussi engendrer une pénétration instrumentale involontaire du foramen apical, accompagné d'un élargissement délétère de celui-ci (Adorno et al. 2011).

Tableau 5 : Les différentes forces de vissage/d'aspiration exercées sur les instruments lors du travail canalaire

(**X**, les valeurs supérieures à 5N ; **Y**, les valeurs comprises entre 2,5 et 5N ; **Z**, les valeurs inférieures ou égale à 1,5 N ; les « / » indiquent qu'aucune force de vissage n'a été mesurée pour cet instrument).

Système de rotation continue	Instrument	Forces de Vissage exercées
MICRO-MEGA® broche en 2%	CuAlBe, Ø = 25/100 ^e	0,7 - 1,7 N
	NiTi, Ø = 25/100 ^e	/
	NiTi, Ø = 30/100 ^e	/
Revo-S® de MICRO-MEGA®	Endoflare®	/
	SC1	0,3 - 5,2 N
	SC2	1,7 - 9,2 N
	SU	1,1 - 2,9 N
ProTaper® Universal de Dentsply Maillefer®	SX	0,4 - 1,5 N
	S2	1 - 7,5 N
	F1	/
	F2	/
	F3	0,3 - 6,2 N
CMA®	Coronal®	0,8 - 3 N
	Median®	1,6 - 10,5 N
	Apical® A1 Fine	1 - 4,7 N
	Apical® A2	2 - 6 N
Hyflex CM® de Coltène Endo®	08-25	/
	06-20	0,4 - 0,7 N
	04-25	/
	04-30	/
	04-40	0,8 - 1,5 N

Dans cette étude, nous constatons qu'un grand nombre des instruments est sensible à ce phénomène d'aspiration (dans plus de 60% des cas). Comme dit précédemment, le design externe des instruments est hautement lié à cette tendance à l'aspiration :

- un pas serré : le SC1 et le SC2 du Revo-S® ; le Coronal®, le Median® et l'Apical® A2 du CMA® ;
- une section centrée : le SC2, le CMA® ;
- la forme de la section : la broche en CuAlBe qui est de section triangulaire (les broches ont une forte tendance au vissage) ;
- une conicité et un diamètre apical élevés : le S2 et le F3 du ProTaper® Universal (avec des conicité et des diamètres localement élevés), le CMA®.

De plus, sur ces instruments la force de vissage est très importante allant de 4,7 N à 10,5 N, c'est-à-dire 2 à 4 fois plus que les 250g (2,5 N) à ne pas dépasser.

La broche en CuAlBe n'exerce que des forces de vissage à cause de sa grande flexibilité (Entemeyer et al. 2000) et par son design externe mais ces dernières restent relativement faibles. Toutefois, nous avons pu constater un échec lors de cette étude. La pointe d'une broche s'est effectivement bloquée dans le canal après création d'un bouchon et a fracturé par torsion.

Dans la plupart des cas, les courbes de forces exercées sur l'instrument en fonction de la longueur de pénétration canalaire (que ce soit en compression ou en aspiration) ont un comportement de type exponentiel. Néanmoins la plupart des instruments du système Hyflex CM® ainsi que les « *orifice opener* » (comme l'Endoflare® ou le Coronal® par exemple) présentent un comportement plutôt linéaire. Cela peut être expliqué par la flexibilité accrue de ce système : à contrainte quasi égale l'instrument se déforme beaucoup plus. Pour les « *orifice openers* », ce comportement est du au fait qu'il n'effectue un travail que sur une faible distance : 2 ou 3 mm. Nous pouvons alors soulever l'hypothèse que le caractère linéaire de cette courbe provient d'une approximation d'une courbe exponentielle dans sa partie de faible croissance ($a \cdot \exp(x)$ lorsque « x » est inférieur à 0 ou que « a » est de valeur très faible). De plus le caractère exponentiel des courbes semble « s'exprimer » à partir de 14 - 15 millimètres de pénétration canalaire, cela correspond à la position de départ de la courbure.

Les différents comportements mécaniques entre les systèmes pluri-instrumentaux en NiTi, les broches en NiTi et la broche en CuAlBe peuvent en partie être expliqués au niveau fondamental.

Les instruments en NiTi sont constitués d'un AMF sous une forme polycristalline. Cela signifie qu'au sein de ce matériau peuvent être discernés plusieurs grains cristallins bien distincts les uns des autres. Chaque grain aura donc son orientation propre. Lors de sa transformation martensitique par contrainte, chaque grain va se transformer sous une forme de martensite de même orientation que celle du grain de départ. Cela signifie que la martensite ne sera pas forcément orientée dans le sens de la contrainte. Nous aurons donc des contraintes internes résiduelles une fois la transformation achevée. Cela permettra des déformations réversibles de 4 à 6 %.

Le CuAlBe est ici sous sa forme monocristalline. Cela signifie, que d'un point de vue théorique, toute la maille cristalline est orientée de la même manière. Lors de sa transformation martensitique, toutes les transformations locales en martensite seront alors orientées suivant la contrainte, évitant ainsi la présence de contraintes résiduelles internes. Cela octroie aux AMF monocristallins des déformations réversibles de 10 à 12 %.

Les broches en CuAlBe possèdent donc une flexibilité bien supérieure à leurs homologues en NiTi de par leur caractère monocristallin. Cela explique pourquoi la broche en CuAlBe a été capable de respecter l'anatomie canalaire initiale avec une telle perfection. Plus l'instrument sera rigide, plus la pointe instrumentale aura tendance à se redresser dans le canal. Ce phénomène induit une déviation de la trajectoire du canal. Les courbures canalaires induisent un travail excessif au niveau de leur partie extérieure (Figure 73 :). Cela induit le non travail de la partie interne de la courbure. Ce phénomène a été constaté avec tous les systèmes et instruments de rotation continue testés.

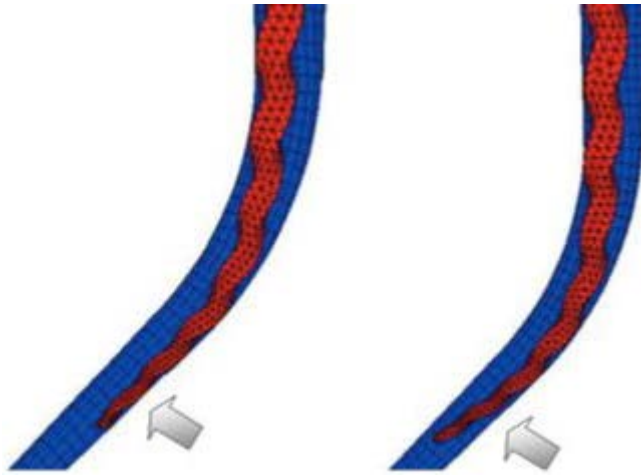


Figure 73 : Les différences de comportement intra-canalaires selon la rigidité instrumentale

(sur l'image de gauche la rigidité instrumentale est plus faible que sur celle de droite droite)

(source : Necchi et al., 2008)

Cette flexibilité supérieure des broches en CuAlBe fut également constatée lors des tests mais de manière fortuite. Les broches en AMF (NiTi et CuAlBe) ont manqué l'entrée canalaire, à cause d'une imprécision de la tête du contre-angle, lors de leur dernière phase de préparation canalaire. La pointe instrumentale, sous la pression de la machine de compression/traction, a glissé le long de la face supérieure du bloc en résine et l'instrument en rotation s'est courbé. Au fur et à mesure que l'instrument descendait, le rayon de courbe se réduisait. Les instruments en NiTi ont fracturé très vite alors que la broche en CuAlBe n'a fracturé qu'après avoir été pliée à angle droit pendant plusieurs secondes en rotation sous une force de plus de 5N. La résistance du CuAlBe monocristallin à la flexion était beaucoup plus faible que celle du NiTi polycristallin permettant aux limes CuAlBe d'être beaucoup plus flexibles que le NiTi polycristallin.

Un autre avantage du CuAlBe par rapport au NiTi est qu'il possède des propriétés antimicrobiennes de par la présence de cuivre (Grass et al. 2011). C'est une propriété qui peut sembler anecdotique puisque nous devons utiliser de l'hypochlorite de sodium en abondance lors du traitement endodontique. Toutefois, cela pourrait permettre une meilleure désinfection chimio-mécanique endo-canalaires.

En effet, le cuivre est utilisé dans le domaine vétérinaire pour son action désinfectante et cicatrisante (Sen et al. 2002). Bien qu'il soit indispensable à un fonctionnement cellulaire normal, une forte de concentration d'ion cuivre (Cuivre II) permet un action bactériostatique voire bactéricide par inactivation enzymatique, production de radicaux libres ou encore altération membranaire (Faúndez et al. 2004). Le cuivre serait un des métaux les plus antibactériens (Luo et al. 2017). De ce fait l'utilisation du CuAlBe en milieu aqueux (comme la solution d'irrigation par exemple : d'hypochlorite de sodium aqueux, EDTA aqueux, etc.) permet, par réaction d'oxydo-réduction, une libération d'ions cuivres (II) et donc une action antibactérienne sur le contenu pulpaire et les parois canalaire sans nouvel apport d'irrigant.

De plus l'apport de cuivre permettrait une accélération de la cicatrisation par favorisation de l'angiogénèse (Sen et al. 2002). Le CuAlBe pourrait peut être permettre une cicatrisation plus rapide des LIPOE.

Toutefois le CuAlBe monocristallin possède quelques défauts notoires en rotation continue. Nous retrouvons surtout sa moindre résistance en torsion par rapport au NiTi polycristallin utilisé pour les instruments endodontiques (Entemeyer et al. 2000 ; Sittner et al. 2003). En effet, le CuAlBe ne subit pas, ou très peu, de transformation martensitique en torsion.

Nous avons constaté que la broche CuAlBe ne subissait que des contraintes de vissage et d'aspiration. L'instrument sera donc très susceptible de se rompre en torsion durant le travail canalaire. De plus une broche a fracturé très rapidement par torsion lors des tests, suite à la création d'un bouchon. En comparaison, les broches de même diamètre en NiTi polycristallin n'ont fracturé que lors des tests sans irrigation. Le profil instrumental sera donc primordial pour les instruments en CuAlBe pour éviter qu'ils ne soient trop sollicités en torsion (Ha et al. 2015).

Le CuAlBe présente aussi une plus faible résistance à la corrosion que le NiTi (Piotrowski 2010). Or, la mise en forme canalaire est faite en milieu aqueux tantôt acide, si utilisation d'EDTA, et tantôt basique, en présence d'hypochlorite de sodium (Nóvoa et al. 2007). Le pH du milieu va énormément influencer et même potentialiser la corrosion. Par ailleurs, la stérilisation en autoclave est susceptible de favoriser les phénomènes de corrosion (Ametrano et al. 2011).

Nous pouvons donc conclure que le CuAlBe pourrait être utilisé pour fabriquer des instruments de travail canalaire mécanisé. Cet alliage possède des propriétés mécaniques (superélastiques), physiques et chimiques (pouvoir antibactérien) qui lui permettent d'être utilisé de manière sûre lors de l'instrumentation mécanisée d'un canal endodontique. Il surpasse le NiTi conventionnel de par ses propriétés mécaniques (hormis en torsion) et chimiques. Il permet un meilleur respect de l'anatomie canalaire initiale et pourrait aussi permettre une désinfection chimique des parois canales sans apports supplémentaires de solution d'irrigation. En un seul et même temps nous aurions une action mécanique et chimique (désinfection) des parois endo-canales.

Toutefois, tous ces tests ont été réalisés sous des conditions expérimentales qui ne reflètent que partiellement leur utilisation clinique. Les conclusions qui peuvent être tirées de ces résultats sont soumises à une certaine nuance. De nombreux paramètres sont à améliorer ou à modifier pour rendre les résultats plus significatifs. Nous allons donc maintenant apporter quelques précisions sur les conditions expérimentales.

7.2 Le banc d'essai

Le banc d'essai, qui a été utilisé lors de cette expérience, possède un certain nombre d'avantages mais aussi des inconvénients notamment en termes de temps et surtout de valeurs statistiques des tests.

En effet, le test d'un seul instrument avec ce banc d'essai nécessite presque une heure. Le test d'un système pluri-instrumental nécessite lui une demie journée. Cette contrainte temporelle explique pourquoi la taille de chaque échantillon est de $n = 1$. Ce qui implique que les résultats ne sont pas significatifs d'un point de vue statistique.

Le banc d'essai conçu ici n'est donc pas idéal et doit être soumis à quelques modifications :

- revoir les blocs en résine : il faut une anatomie canalaire plus représentative de la réalité : il faut utiliser une dent artificielle et changer de matériau (comme de l'hydroxyapatite artificielle) ;

- revoir l'agencement et la programmation pour permettre un gain de temps et une intervention humaine moindre lors des tests ;
- changer quelques éléments, comme le contre-angle et le dynamomètre, pour permettre des résultats plus précis ;
- utiliser un échantillon plus grand $n = 5$ ou plus, pour que les valeurs mesurées et les comportements mécaniques observés soient statistiquement représentatifs ;
- modifier le design instrumental pour de nouveaux instruments en CuAlBe plus représentatifs de ceux utilisés pour la rotation continue actuellement.

Les tests ont été réalisés grâce à une machine contrôlée par un ordinateur qui est programmable. Nous avons donc une automatisation des tests. Cela signifie que les tests sont très reproductibles et sont donc fiables. Toutefois, certains paramètres sont à prendre en compte : la programmation des mouvements de la machine doit correspondre au mouvement de la main humaine lors de la préparation canalaire. Or ici, certains éléments ne sont pas programmables comme le brossage pariétal qui intervient dans la répartition des contraintes au sein de l'instrument (Blum et al. 1999 ; Berutti et al. 2003 ; Xu et al. 2006). De plus, ce mouvement de brossage est nécessaire pour plus de sécurité lors de la préparation et permet d'améliorer la mise en forme canalaire (Hülsmann et al. 2005 ; Plotino et al. 2007). De même, l'irrigation et la vérification de la vacuité apicale n'ont pu être automatisées. La main humaine était obligatoire pour ce protocole de test et est source de biais (création de bouchon, irrigation insuffisante, etc.). Malgré tout ce test permet de visualiser la force exercée par l'instrument sur les parois canalaires, qui est un sujet relativement peu étudié.

Le matériel a été lui aussi source de quelques erreurs autant pour l'interprétation des résultats que pour la représentativité des conditions réelles d'utilisations. En effet, le capteur dynamométrique n'était pas suffisamment sensible : il pouvait mesurer des forces allant jusqu'à 10 000 N, ce qui représente une force équivalant à une tonne. Or, les forces exercées ici devaient théoriquement être aux alentours de 2,5 N (soit 250 g). Cela nécessite que ce capteur ait une précision relative de 0,025 % afin d'obtenir des résultats précis, or la précision généralement requise est de 5% (soit 500 N). Cette imprécision permet d'expliquer le bruit dynamométrique des mesures. Il en résulte une courbe imprécise (Figure 74) et peut rendre l'interprétation des mesures hasardeuse.

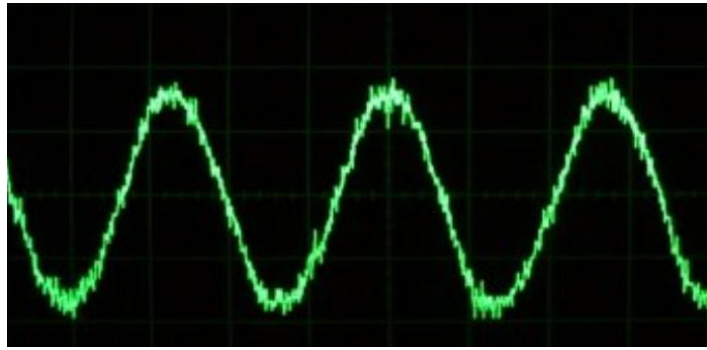


Figure 74 : Photo d'un flou de mesure

(Source : <http://f5zv.pagesperso-orange.fr/RADIO/RM/RM11/Rm11a01c.jpg>)

Nous retrouvons également quelques imprécisions dans la tête du contre-angle portant l'instrument. Celle-ci n'était pas totalement fixe. Lors des tests nous avons constaté que l'instrument n'était pas toujours parfaitement en rotation autour de son axe (Figure 753 : Rotation d'un instrument selon la coïncidence entre l'axe de révolution et son axe de symétrie (ou axe instrumental). Il serait également intéressant de mesurer dans le même temps l'effort produit par le contre-angle lors de la préparation canalaire (par le biais de l'intensité électrique par exemple).

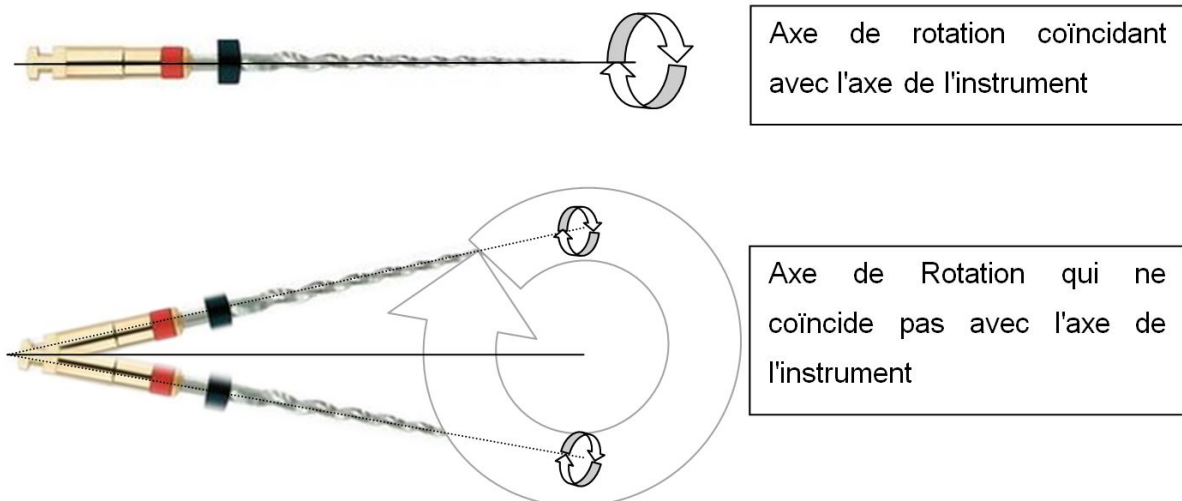


Figure 753 : Rotation d'un instrument selon la coïncidence entre l'axe de révolution et son axe de symétrie (ou axe instrumental)

Enfin un dernier biais est à relever : les blocs en résine. Ce sont des blocs constitués de matière plastique qui n'ont pas les propriétés mécaniques et élastiques de la

dentine. La quantité de copeaux n'est pas non plus représentative de la réalité clinique. Toutefois l'anatomie canalaire d'une dent naturelle est très complexe et soumise à une très grande variabilité empêchant la reproductibilité des tests effectués. De plus, les canaux creusés dans les blocs sont réguliers et de section ronde alors que les canaux dentaires sont généralement ovoïdes et présentent une anatomie très irrégulière.

8 Conclusion

Le CuAlBe a de grandes qualités superélastiques recherchées en endodontie. Du fait de sa très grande souplesse liée à son caractère monocristallin, il est capable de négocier des courbures canalaires sans déformer ces dernières. Bien utilisé, il est d'une précision redoutable et respecte parfaitement l'anatomie endo-canaire : de sa partie la plus coronaire jusqu'à l'apex. Il allie à cela, un nettoyage canalaire des blocs en résine quasi total. Néanmoins, son plus grand avantage est aussi son plus gros inconvénient. En effet, sa faible rigidité fait qu'il ne peut supporter aucune contrainte en torsion. Il ne faudra donc surtout pas forcer avec des instruments en CuAlBe. Ceux-ci ne sont pas suffisamment rigides et vont plier sous la contrainte. Ils vont absorber les forces de pression au lieu de les distribuer à l'obstacle sous-jacent et l'instrument va fracturer.

En comparaison avec les NiTi polycristallins, qui sont la famille d'AMF de référence en rotation continue, le CuAlBe montre une certaine supériorité d'un point de vue qualitatif pour la préparation canalaire.

Toutefois, une rigueur absolue dans le protocole sera nécessaire pour permettre d'exploiter au maximum les propriétés mécaniques de cet alliage à mémoire de forme. Une irrigation très abondante sera nécessaire : plus de 10 phases d'irrigation pour un seul canal et plus de 15mL d'irrigant ; la vérification systématique de la vacuité apicale est également nécessaire. Un certain sens tactile (forces de pression faibles) sera également requis pour l'utilisation de tels instruments. Ce nouvel alliage nécessitera plus que jamais un apprentissage rigoureux pour pouvoir être utilisé sereinement.

Afin de compléter cette étude et de généraliser les résultats obtenus, de nouveaux tests par éléments finis et sur bancs d'essais doivent être entrepris. En effet, seuls ont été testés des broches en CuAlBe avec une conicité de 2% et avec un diamètre apical de 25/100^e de millimètre. Or les instruments endodontiques en NiTi polycristallin utilisés actuellement n'ont pas cette géométrie et dans certains cas n'utilisent plus la rotation continue mais le mouvement de réciprocité.

Le CuAlBe apparaît donc comme un alliage exigeant mais très prometteur pour un usage en endodontie. Ses propriétés superélastiques supérieures et son action antimicrobienne pourraient permettre des traitements endodontiques avec un taux de réussite plus élevé de façon plus reproductible.

BIBLIOGRAPHIE

- Adorno C.G., Carlos G., Takatomo Y., et Hideaki S. 2011. « Crack Initiation on the Apical Root Surface Caused by Three Different Nickel-Titanium Rotary Files at Different Working Lengths ». *ResearchGate* 37 (4): 522-25. doi:10.1016/j.joen.2010.12.002.
- Alexandrou, G., Chrissafis K., Vasiliadis L., Pavlidou E., et Polychroniadis E.K. 2006. « Effect of Heat Sterilization on Surface Characteristics and Microstructure of Mani NRT Rotary Nickel–titanium Instruments ». *International Endodontic Journal* 39 (10): 770-78. doi:10.1111/j.1365-2591.2006.01147.x.
- Alves-Claro, A.P.R., Claro F.A.E., et Uzumaki E.T. 2008. « Wear Resistance of Nickel-Titanium Endodontic Files after Surface Treatment ». *Journal of Materials Science. Materials in Medicine* 19 (10): 3273-77. doi:10.1007/s10856-008-3439-9.
- Ametrano G., D'Antò V., Di Caprio M.P., Simeone M., Rengo S., et. Spagnuolo G. 2011. « Effects of Sodium Hypochlorite and Ethylenediaminetetraacetic Acid on Rotary Nickel–titanium Instruments Evaluated Using Atomic Force Microscopy ». *International Endodontic Journal* 44 (3): 203-9. doi:10.1111/j.1365-2591.2010.01799.x.
- Anderson M.E., Price J.W.H., et Parashos P. 2007. « Fracture Resistance of Electropolished Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments ». *Journal of Endodontics* 33 (10): 1212-16. doi:10.1016/j.joen.2007.07.007.
- Bahia M.G.A., et Buono V.T.L.. 2005. « Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals ». *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 100 (2): 249-55. doi:10.1016/j.tripleo.2004.10.013.
- Barbakow F., et Lutz F. 1997. « The “Lightspeed” Preparation Technique Evaluated by Swiss Clinicians after Attending Continuing Education Courses ». *International Endodontic Journal* 30 (1): 46-50.
- Barbosa F.O.G., Gomes J.A., et De Araújo M. C. 2008. « Influence of Electrochemical Polishing on the Mechanical Properties of K3 Nickel-Titanium Rotary Instruments ». *Journal of Endodontics* 34 (12): 1533-36. doi:10.1016/j.joen.2008.08.023.
- Baron M.P. 1998. « Etude du comportement des interfaces austénite/martensite et martensite/martensite de deux alliages à mémoire de forme le CuZnAl et le CuAlBe. » [Thèse de doctorat]. [Lyon] : École des Matériaux de Lyon. Institut national des sciences appliquées de Lyon ; 1998.
- Bataillard L. 1996. « Transformation martensitique multiple d'un alliage à mémoire de forme NiTi ». [Thèse de doctorat]. [Lausanne] : Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne. Département de Physique de l' École Polytechnique Fédérale de Lausanne ; 1996.
- Baumann M.A., et Roth A. 1999. « Effect of experience on quality of canal preparation with rotary nickel-titanium files ». *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 88 (6): 714-18. doi:10.1016/S1079-2104(99)70015-6.

- Bergmans, L., Van Cleynenbreugel J., Beullens M., Wevers M., Van Meerbeek B. et Lambrechts P. 2003. « Progressive versus Constant Tapered Shaft Design Using NiTi Rotary Instruments ». *International Endodontic Journal* 36 (4): 288-95. doi:10.1046/j.1365-2591.2003.00650.x.
- Berutti E., Chiandussi G., Gaviglio I., et Ibba A. 2003. « Comparative Analysis of Torsional and Bending Stresses in Two Mathematical Models of Nickel-Titanium Rotary Instruments: ProTaper versus ProFile ». *Journal of Endodontics* 29 (1): 15-9. doi:10.1097/00004770-200301000-00005.
- Bishop K., et Dummer P.M.H. 1997. « A Comparison of Stainless Steel Flexofiles and Nickel-Titanium NiTiFlex Files during the Shaping of Simulated Canals ». *International Endodontic Journal* 30 (1): 25-34. doi:10.1111/j.1365-2591.1997.tb01095.x.
- Blum J.Y., Cohen A., Machtou P., et Micallef J.P. 1999. « Analysis of Forces Developed during Mechanical Preparation of Extracted Teeth Using Profile NiTi Rotary Instruments ». *International Endodontic Journal* 32 (1): 24-31.
- Blum J.Y., Machtou P., et Micallef J.P. 1999. « Location Of Contact Areas On Rotary Profile Instruments In Relationship To The Forces Developed During Mechanical Preparation On Extracted Teeth ». *ResearchGate* 32 (2): 108-14. doi:10.1111/j.1747-4477.2000.tb00273.x.
- Boessler C., Paque F., et Peters O.A. 2009. « The Effect of Electropolishing on Torque and Force during Simulated Root Canal Preparation with ProTaper Shaping Files ». *Journal of Endodontics* 35 (1): 102-6. doi:10.1016/j.joen.2008.09.008.
- Bowles, J.S., et Mackenzie J.K. 1954. « The crystallography of martensite transformations II ». *Acta Metallurgica* 2 (1) : 129-37. doi:10.1016/0001-6160(54)90102-9.
- Bui Tung B., Mitchell J.C., et Baumgartner J.C. 2008. « Effect of Electropolishing ProFile Nickel-Titanium Rotary Instruments on Cyclic Fatigue Resistance, Torsional Resistance, and Cutting Efficiency ». *Journal of Endodontics* 34 (2): 190-93. doi:10.1016/j.joen.2007.10.007.
- Bürklein, S., Benten S., et Schäfer E. 2013. « Shaping Ability of Different Single-File Systems in Severely Curved Root Canals of Extracted Teeth ». *International Endodontic Journal* 46 (6): 590-97. doi:10.1111/iej.12037.
- Bürklein S., Mathey D., et Schäfer E. 2015. « Shaping Ability of ProTaper NEXT and BT-RaCe Nickel–titanium Instruments in Severely Curved Root Canals ». *International Endodontic Journal* 48 (8): 774-81. doi:10.1111/iej.12375.
- Byström A., et Sundqvist G. 1983. « Bacteriologic evaluation of the effect of 0.5 percent sodium hypochlorite in endodontic therapy ». *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 55 (3): 307-12. doi:10.1016/0030-4220(83)90333-X.
- Camps J.J., et Pertot W.J. 1994. « Relationship between File Size and Stiffness of Stainless Steel Instruments ». *Endodontics & Dental Traumatology* 10 (6): 260-3.
- Camps, J.J., Pertot W.J., et Levallois B. 1995. « Relationship between File Size and Stiffness of Nickel Titanium Instruments ». *Endodontics & Dental Traumatology* 11 (6): 270-3.
- Castleman, L.S., Motzkin S.M., Alicandri F.P., et Bonawit V.L. 1976. « Biocompatibility of Nitinol Alloy as an Implant Material ». *Journal of Biomedical Materials Research* 10 (5): 695-731. doi:10.1002/jbm.820100505.

- Chaves Craveiro de Melo M., Guiomar de Azevedo Bahia M., et Lopes Buono V.T. 2002. « Fatigue Resistance of Engine-Driven Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments ». *Journal of Endodontics* 28 (11): 765-9.
- Cheung, G.S.P., et Darvell B.W. 2007a. « Fatigue Testing of a NiTi Rotary Instrument. Part 1: Strain–life Relationship ». *International Endodontic Journal* 40 (8): 612-8. doi:10.1111/j.1365-2591.2007.01262.x.
- Cheung, G.S.P., et Darvell B.W. 2007b. « Fatigue Testing of a NiTi Rotary Instrument. Part 2: Fractographic Analysis ». *International Endodontic Journal* 40 (8): 619-25. doi:10.1111/j.1365-2591.2007.01256.x.
- Cheung, G.S.P., et Darvell B.W. 2007c. « Low-Cycle Fatigue of NiTi Rotary Instruments of Various Cross-Sectional Shapes ». *International Endodontic Journal* 40 (8): 626-32. doi:10.1111/j.1365-2591.2007.01257.x.
- Cheung, G.S.P., Peng B., Bian Z., Shen Y., et Darvell B. W. 2005. « Defects in ProTaper S1 Instruments after Clinical Use: Fractographic Examination ». *International Endodontic Journal* 38 (11): 802-9. doi:10.1111/j.1365-2591.2005.01020.x.
- Condorelli, G.G., Bonaccorso A., Smecca E., Schäfer E., Cantatore G., et Tripi T. R. 2010. « Improvement of the Fatigue Resistance of NiTi Endodontic Files by Surface and Bulk Modifications ». *International Endodontic Journal* 43 (10): 866-73. doi:10.1111/j.1365-2591.2010.01759.x.
- Darabara M., Bourithis L., Zinelis S., et Papadimitriou G.D. 2004. « Susceptibility to Localized Corrosion of Stainless Steel and NiTi Endodontic Instruments in Irrigating Solutions ». *International Endodontic Journal* 37 (10): 705-10. doi:10.1111/j.1365-2591.2004.00866.x.
- De-Deus G., Brandão M.C., Barino B., Di Giorgi K., Fidel R.A.S., et Luna A.S. 2010. « Assessment of apically extruded debris produced by the single-file ProTaper F2 technique under reciprocating movement ». *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 110 (3): 390-4. doi:10.1016/j.tripleo.2010.04.020.
- Di Fiore P.M., Genov K.I., Komaroff E., Dasanayake A.P., et Lin L. 2006. « Fracture of ProFile Nickel–titanium Rotary Instruments: A Laboratory Simulation Assessment ». *International Endodontic Journal* 39 (6): 502-9. doi:10.1111/j.1365-2591.2006.01123.x.
- Diemer F., et Calas P. 2004. « Effect of Pitch Length on the Behavior of Rotary Triple Helix Root Canal Instruments ». *Journal of Endodontics* 30 (10): 716-8.
- Duval A. 2009. « Modélisation du comportement thermomécanique d'alliages à mémoire de forme. Application au dimensionnement de microsystèmes et extension en non local. » [Thèse de doctorat]. [Nancy] : Université Henri Poincaré Nancy I - Laboratoire d'Énergétique et de Mécanique Théorique et Appliquée ; 2009. 146.
- Elnaghy A.M. 2014. « Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper Next Nickel-Titanium Rotary Files ». *International Endodontic Journal* 47 (11): 1034-9. doi:10.1111/iej.12244.
- Entemeyer D., Patoor E., Eberhardt A., et Berveiller M. 2000. « Strain rate sensitivity in superelasticity ». *International Journal of Plasticity* 16 (10–11): 1269-88. doi:10.1016/S0749-6419(00)00010-3.
- Esposito P.T., et Cunningham C.J. 1995. « A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments ». *Journal of Endodontics* 21 (4): 173-6. doi:10.1016/S0099-2399(06)80560-1.

- Faúndez G., Troncoso M., Navarrete P., et Figueroa G. 2004. « Antimicrobial activity of copper surfaces against suspensions of *Salmonella enterica* and *Campylobacter jejuni* ». *BMC Microbiology* 4: 19. doi:10.1186/1471-2180-4-19.
- Gambarini G. 2001. « Cyclic Fatigue of ProFile Rotary Instruments after Prolonged Clinical Use ». *International Endodontic Journal* 34 (5): 386-89. doi:10.1046/j.1365-2591.2001.00259.x.
- Gambarini G., Gerosa R., De Luca M., Garala M., et Testarelli L. 2008. « Mechanical Properties of a New and Improved Nickel-Titanium Alloy for Endodontic Use: An Evaluation of File Flexibility ». *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics* 105 (6): 798-800. doi:10.1016/j.tripleo.2008.02.017.
- Gambarini G., Pompa G., Di Carlo S., De Luca M., et Testarelli L. 2009. « An Initial Investigation on Torsional Properties of Nickel-Titanium Instruments Produced with a New Manufacturing Method ». *Australian Endodontic Journal: The Journal of the Australian Society of Endodontology Inc* 35 (2): 70-2. doi:10.1111/j.1747-4477.2008.00129.x.
- Garcia L.F.R., Sponchiado E.C., Meireles D.A., Marques A.A.F., et Garrido A.D.B. 2012. « Assessment of Apical Deviation of Root Canals after Debridement with the Hybrid, ProTaper and PathFile Systems ». *Journal of Interdisciplinary Dentistry* 2 (1): 20. doi:10.4103/2229-5194.94187.
- Gavini G., Pessoa O.F., Barletta F.B., Vasconcellos M.A.Z., et Caldeira C.L. 2010. « Cyclic Fatigue Resistance of Rotary Nickel-Titanium Instruments Submitted to Nitrogen Ion Implantation ». *Journal of Endodontics* 36 (7): 1183-6. doi:10.1016/j.joen.2010.03.032.
- Gergi R., Rjeily J.A., Sader J., et Naaman A. 2010. « Comparison of Canal Transportation and Centering Ability of Twisted Files, Pathfile-ProTaper System, and Stainless Steel Hand K-Files by Using Computed Tomography ». *Journal of Endodontics* 36 (5): 904-7. doi:10.1016/j.joen.2009.12.038.
- Glosson C.R., Haller R.H., Dove S.B., et Del Rio C.E. 1995. « A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments ». *Journal of Endodontics* 21 (3): 146-51. doi:10.1016/S0099-2399(06)80441-3.
- Grande, N. M., Plotino G., Pecci R., Bedini R., Malagnino V.A., et Somma F. 2006. « Cyclic Fatigue Resistance and Three-Dimensional Analysis of Instruments from Two Nickel–titanium Rotary Systems ». *International Endodontic Journal* 39 (10): 755-63. doi:10.1111/j.1365-2591.2006.01143.x.
- Grass G., Rensing C., et Solioz M. 2011. « Metallic Copper as an Antimicrobial Surface ». *Applied and Environmental Microbiology* 77 (5): 1541-7. doi:10.1128/AEM.02766-10.
- Griffiths I.T., Chassot A.L., Nascimento M.F., Bryant S.T., et Dummer P.M.H. 2001. « Canal Shapes Produced Sequentially during Instrumentation with Quantec SC Rotary Nickel–titanium Instruments: A Study in Simulated Canals ». *International Endodontic Journal* 34 (2): 107-12. doi:10.1046/j.1365-2591.2001.00355.x.
- Gutiérrez J.H., Jofré A., et Villena F. 1990. « Scanning electron microscope study on the action of endodontic irrigants on bacteria invading the dentinal tubules ». *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 69 (4): 491-501. doi:10.1016/0030-4220(90)90385-6.

- Gutmann, J. L., et Gao Y. 2012. « Alteration in the Inherent Metallic and Surface Properties of Nickel–titanium Root Canal Instruments to Enhance Performance, Durability and Safety: A Focused Review ». *International Endodontic Journal* 45 (2): 113-28. doi:10.1111/j.1365-2591.2011.01957.x.
- Ha J.H., Cheung G.S.P., Versluis A., Lee C.J., Kwak S.W., et Kim H.C. 2015. « ‘Screw-In’ Tendency of Rotary Nickel–titanium Files due to Design Geometry ». *International Endodontic Journal* 48 (7): 666-72. doi:10.1111/iej.12363.
- Ha J.H., et Park S.S. 2012. « Influence of Glide Path on the Screw-in Effect and Torque of Nickel-Titanium Rotary Files in Simulated Resin Root Canals ». *Restorative Dentistry & Endodontics* 37 (4): 215-9. doi:10.5395/rde.2012.37.4.215.
- Haïkel Y., Serfaty R., Bateman G., Senger B., et Allemann C. 1999. « Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments ». *Journal of Endodontics* 25 (6): 434-40. doi:10.1016/S0099-2399(99)80274-X.
- Hamanaka H., Yoneyama T., Doi H., Okamoto Y., Mogi M., et Miura F. 1989. « [Mechanical properties and phase transformation of super-elastic Ni-Ti alloy wires. Part 2: Changes of properties through heat treatment] ». *Shika Zairyo, Kikai = Journal of the Japanese Society for Dental Materials and Devices* 8 (2): 216-23.
- Hilfer P.B., Bergeron B.E., Mayerchak M.J., Roberts H.W., et Jeansonne B.G. 2011. « Multiple Autoclave Cycle Effects on Cyclic Fatigue of Nickel-Titanium Rotary Files Produced by New Manufacturing Methods ». *Journal of Endodontics* 37 (1): 72-4. doi:10.1016/j.joen.2010.09.011.
- Hülsmann M., Schade M., et Schäfers F. 2001. « A Comparative Study of Root Canal Preparation with HERO 642 and Quantec SC Rotary Ni–Ti Instruments ». *International Endodontic Journal* 34 (7): 538-46. doi:10.1046/j.1365-2591.2001.00431.x.
- Hülsmann M., Peters O.A., et Dummer P.M.H. 2005. « Mechanical Preparation of Root Canals: Shaping Goals, Techniques and Means ». *Endodontic Topics* 10 (1): 30-76. doi:10.1111/j.1601-1546.2005.00152.x.
- Kazemi R.B., Stenman E., et Spångberg L.S.W. 2000. « A comparison of stainless steel and nickel-titanium H-type instruments of identical design: Torsional and bending tests ». *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 90 (4): 500-6. doi:10.1067/moe.2000.108959.
- Kerekes K., et Tronstad L. 1979. « Long-term results of endodontic treatment performed with a standardized technique ». *Journal of Endodontics* 5 (3): 83-90. doi:10.1016/S0099-2399(79)80154-5.
- Kim H.C., Kim H.J., Lee C.J., Kim B.M., Park J.K., et Versluis A. 2009. « Mechanical Response of Nickel–titanium Instruments with Different Cross-Sectional Designs during Shaping of Simulated Curved Canals ». *International Endodontic Journal* 42 (7): 593-602. doi:10.1111/j.1365-2591.2009.01553.x.
- Kim T.O., Cheung G.S.P., Lee J.M., Kim B.M., Hur B., et Kim H.C. 2009. « Stress Distribution of Three NiTi Rotary Files under Bending and Torsional Conditions Using a Mathematic Analysis ». *International Endodontic Journal* 42 (1): 14-21. doi:10.1111/j.1365-2591.2008.01481.x.

- Kosti E., Zinelis S., Molyvdas I., et Lambrianidis T. 2011. « Effect of Root Canal Curvature on the Failure Incidence of ProFile Rotary Ni–Ti Endodontic Instruments ». *International Endodontic Journal* 44 (10): 917-25. doi:10.1111/j.1365-2591.2011.01900.x.
- Kuhn G., et Jordan L.. 2002. « Fatigue and Mechanical Properties of Nickel-Titanium Endodontic Instruments ». *Journal of Endodontics* 28 (10): 716-20. doi:10.1097/00004770-200210000-00009.
- Laurichesse J.M., Maestroni F., Breillat J., Baume L.J., et Hospice S.. 1986. *Endodontie clinique*. Paris, France: Éditions C.d.P. 1986.
- Lee D.H., Park B., Saxena A., et Serene T.P. 1996. « Enhanced surface hardness by boron implantation in nitinol alloy ». *Journal of Endodontics* 22 (10): 543-6. doi:10.1016/S0099-2399(96)80015-X.
- Love R.M. 1996. « Regional variation in root dentinal tubule infection by *Streptococcus gordonii* ». *Journal of Endodontics* 22 (6): 290-3. doi:10.1016/S0099-2399(96)80261-5.
- Luo J., Hein C., Mücklich F., et Solioz M. 2017. « Killing of Bacteria by Copper, Cadmium, and Silver Surfaces Reveals Relevant Physicochemical Parameters ». *Biointerphases* 12 (2): 020301. doi:10.1116/1.4980127.
- Madarati A.A., Watts D.C., et Qualtrough A.J.E. 2008. « Opinions and Attitudes of Endodontists and General Dental Practitioners in the UK towards the Intracanal Fracture of Endodontic Instruments: Part 1 ». *International Endodontic Journal* 41 (8): 693-701. doi:10.1111/j.1365-2591.2008.01425.x.
- Mandel E., Adib-Yazdi M., Benhamou L.M., Lachkar T., Mesgouez C., et Sobel M. 1999. « Rotary Ni-Ti Profile Systems for Preparing Curved Canals in Resin Blocks: Influence of Operator on Instrument Breakage ». *International Endodontic Journal* 32 (6): 436-43. doi:10.1046/j.1365-2591.1999.00239.x.
- Marmotte V. 2000. « Apport de la rotation continue en endodontie ». Diplôme d'état de docteur en chirurgie dentaire, Nancy : Université Henri Poincaré - Nancy I, Faculté de chirurgie dentaire.
- Matheus T.C.U., Menezes W.M.M., Rigo O.D., Kabayama L.K., Viana C.S.C., et Otubo J. 2011. « The Influence of Carbon Content on Cyclic Fatigue of NiTi SMA Wires ». *International Endodontic Journal* 44 (6): 567-73. doi:10.1111/j.1365-2591.2011.01864.x.
- Matsuo T., Shirakami T., Ozaki K., Nakanishi T., Yumoto H., et Ebisu S. 2003. « An Immunohistological Study of the Localization of Bacteria Invading Root Pulpal Walls of Teeth with Periapical Lesions ». *Journal of Endodontics* 29 (3): 194-200. doi:10.1097/00004770-200303000-00008.
- Maynadier A. 2012. « Couplages thermomécaniques dans les alliages à mémoire de forme: mesure de champs cinématique et thermique et modélisation multiéchelle ». [Thèse de doctorat]. [Cachan] : ENS Cachan ; 2012.
- Medha A., Patil S., Hoshing U., et Bandekar S. 2014. « Evaluation of Forces Generated on Three Different Rotary File Systems in Apical Third of Root Canal using Finite Element Analysis ». *Journal of Clinical and Diagnostic Research : JCDR* 8 (1): 243-46. doi:10.7860/JCDR/2014/7919.3903.
- Micro-Méga®. *MM-ENDObook*. [Internet] J.C. Augé. 2012. Disponible sur : http://micro-mega.com/wp-content/uploads/2012/10/EndoBook_FR1_14.pdf

- Miyai K., Ebihara A., Hayashi Y., Doi H., Suda H., et Yoneyama T. 2006. « Influence of Phase Transformation on the Torsional and Bending Properties of Nickel–titanium Rotary Endodontic Instruments ». *International Endodontic Journal* 39 (2): 119-26. doi:10.1111/j.1365-2591.2006.01055.x.
- Miyazaki S., Ohmi Y., Otsuka K., et Suzuki Y. 1982. « Characteristics of deformation and transformation pseudoelasticity in Ti-Ni alloys ». *Journal de Physique Colloques* 43 (C4): C4-255-C4-260. doi:10.1051/jphyscol:1982434.
- Necchi S., Taschieri S., Petrini L., et Migliavacca F. 2008. « Mechanical Behaviour of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments in Simulated Clinical Conditions: A Computational Study ». *International Endodontic Journal* 41 (11): 939-49. doi:10.1111/j.1365-2591.2008.01454.x.
- Nóvoa X.R., Martin-Biedma B., Varela-Patiño P., Collazo A., Macías-Luaces A., Cantatore G., et al. 2007. « The Corrosion of Nickel–titanium Rotary Endodontic Instruments in Sodium Hypochlorite ». *International Endodontic Journal* 40 (1): 36-44. doi:10.1111/j.1365-2591.2006.01178.x.
- Parashos P., Gordon I., et Messer H.H. 2004. « Factors Influencing Defects of Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments after Clinical Use ». *Journal of Endodontics* 30 (10): 722-5.
- Pasternak-Júnior B., Sousa-Neto M.D., et Silva R.G. 2009. « Canal Transportation and Centring Ability of RaCe Rotary Instruments ». *International Endodontic Journal* 42 (6): 499-506. doi:10.1111/j.1365-2591.2008.01536.x.
- Pereira E.S.J., Singh R., Arias A., et Peters O.A. 2013. « In Vitro Assessment of Torque and Force Generated by Novel ProTaper Next Instruments during Simulated Canal Preparation ». *Journal of Endodontics* 39 (12): 1615-9. doi:10.1016/j.joen.2013.07.014.
- Perez F., Calas P., De Falguerolles A., et Maurette A. 1993. « Migration of a Streptococcus sanguis strain through the root dentinal tubules ». *Journal of Endodontics* 19 (6): 297-301. doi:10.1016/S0099-2399(06)80460-7.
- Pérez-Higueras J.J., Arias A., De La Macorra J.C., et Peters O.A. 2014. « Differences in Cyclic Fatigue Resistance between ProTaper Next and ProTaper Universal Instruments at Different Levels ». *Journal of Endodontics* 40 (9): 1477-81. doi:10.1016/j.joen.2014.02.025.
- Peters O.A. 2004. « Current Challenges and Concepts in the Preparation of Root Canal Systems: A Review ». *Journal of Endodontics* 30 (8): 559-67.
- Piotrowski B. 2010. « Analyse numérique et expérimentale du comportement d'un alliage à mémoire de forme avec précipités (Ni₄₇Ti₄₄Nb₉) : application à la connectique ». [Thèse de doctorat]. [Nancy] : Université Henri Poincaré. École doctorale d'Énergie, Mécanique et MATériaux (EMMA) ; 2010.
- Plotino G., Grande N.M., Cordaro M., Testarelli L., et Gambarini G. 2010. « Influence of the Shape of Artificial Canals on the Fatigue Resistance of NiTi Rotary Instruments ». *International Endodontic Journal* 43 (1): 69-75. doi:10.1111/j.1365-2591.2009.01641.x.
- Plotino G., Grande N.M., Melo M.C., Bahia M.G., Testarelli L., et Gambarini G. 2010. « Cyclic Fatigue of NiTi Rotary Instruments in a Simulated Apical Abrupt Curvature ». *International Endodontic Journal* 43 (3): 226-30. doi:10.1111/j.1365-2591.2009.01668.x.

- Plotino G., Grande N.M., Sorci E., Malagnino V.A., et Somma F. 2007. « Influence of a Brushing Working Motion on the Fatigue Life of NiTi Rotary Instruments ». *International Endodontic Journal* 40 (1): 45-51. doi:10.1111/j.1365-2591.2006.01179.x.
- Pruett J.P., Clement D.J., et Carnes D.L. 1997. « Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments ». *Journal of Endodontics* 23 (2): 77-85. doi:10.1016/S0099-2399(97)80250-6.
- Ramaroson J., Ralaiarimanana L.F.E., Alson S.R., Fioretti F., et Ralison G. 2011. « Calcification intracanalair médiane Apport thérapeutique du CMA », *Revue d'odontostomatologie malgache en ligne*, 3: 10-7.
- Rapisarda E., Bonaccorso A., Tripi T.R., Fragalk I., et Condorelli G.G. 2000. « The effect of surface treatments of nickel-titanium files on wear and cutting efficiency ». *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 89 (3): 363-8. doi:10.1016/S1079-2104(00)70103-X.
- Roane J.B., Sabala C.L., et Duncanson M.G. 1985. « The "balanced Force" Concept for Instrumentation of Curved Canals ». *Journal of Endodontics* 11 (5): 203-11. doi:10.1016/S0099-2399(85)80061-3.
- Roig-Cayón M., Basilio-Monné J., Abós-Herrándiz R., Brau-Aguadé E., et Canalda-Sahli C. 1997. « A comparison of molar root canal preparations using six instruments and instrumentation techniques ». *Journal of Endodontics* 23 (6): 383-6. doi:10.1016/S0099-2399(97)80188-4.
- Rowan M.B., Nicholls J.I., et Steiner J. 1996. « Torsional properties of stainless steel and nickel-titanium endodontic files ». *Journal of Endodontics* 22 (7): 341-5. doi:10.1016/S0099-2399(96)80214-7.
- Saber S.E.D.M., Nagy M.M., et Schäfer E. 2015a. « Comparative Evaluation of the Shaping Ability of WaveOne, Reciproc and OneShape Single-File Systems in Severely Curved Root Canals of Extracted Teeth ». *International Endodontic Journal* 48 (1): 109-14. doi:10.1111/iej.12289.
- Saber S.E.D.M., Nagy M.M., et Schäfer E. 2015b. « Comparative Evaluation of the Shaping Ability of ProTaper Next, iRaCe and Hyflex CM Rotary NiTi Files in Severely Curved Root Canals ». *International Endodontic Journal* 48 (2): 131-6. doi:10.1111/iej.12291.
- Sattapan B., Palamara J.E., et Messer H.H. 2000. « Torque during Canal Instrumentation Using Rotary Nickel-Titanium Files ». *Journal of Endodontics* 26 (3): 156-60. doi:10.1097/00004770-200003000-00007.
- Saunders E.M. 2005. « Hand Instrumentation in Root Canal Preparation ». *Endodontic Topics* 10 (1): 163-7. doi:10.1111/j.1601-1546.2005.00127.x.
- Schäfer E., Erler M., et Dammaschke T. 2006a. « Comparative Study on the Shaping Ability and Cleaning Efficiency of Rotary Mtwo Instruments. Part 1. Shaping Ability in Simulated Curved Canals ». *International Endodontic Journal* 39 (3): 196-202. doi:10.1111/j.1365-2591.2006.01074.x.
- Schäfer E., Erler M., et Dammaschke T. 2006b. « Comparative Study on the Shaping Ability and Cleaning Efficiency of Rotary Mtwo Instruments. Part 2. Cleaning Effectiveness and Shaping Ability in Severely Curved Root Canals of Extracted Teeth ». *International Endodontic Journal* 39 (3): 203-12. doi:10.1111/j.1365-2591.2006.01075.x.

- Schäfer E., et Florek H. 2003. « Efficiency of Rotary Nickel–titanium K3 Instruments Compared with Stainless Steel Hand K-Flexofile. Part 1. Shaping Ability in Simulated Curved Canals ». *International Endodontic Journal* 36 (3): 199-207. doi:10.1046/j.1365-2591.2003.00643.x.
- Schäfer E., Dzepina A., et Danesh G. 2003. « Bending properties of rotary nickel-titanium instruments ». *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 96 (6): 757-63. doi:10.1016/S1079-2104(03)00358-5.
- Schäfer E., Schulz-Bongert U., et Tulus G. 2004. « Comparison of Hand Stainless Steel and Nickel Titanium Rotary Instrumentation: A Clinical Study ». *Journal of Endodontics* 30 (6): 432-5.
- Schäfer E., et Tepel J. 2001. « Relationship Between Design Features of Endodontic Instruments and Their Properties. Part 3. Resistance to Bending and Fracture ». *Journal of Endodontics* 27 (4): 299-303. doi:10.1097/00004770-200104000-00018.
- Schilder H. 1974. « Cleaning and Shaping the Root Canal ». *Dental Clinics of North America* 18 (2): 269-96.
- Schrader C., Ackermann M., et Barbakow F. 1999. « Step-by-step description of a rotary root canal preparation technique ». *International Endodontic Journal* 32 (4): 312-20. doi:10.1046/j.1365-2591.1999.00217.x.
- Sen B.H., Piskin B., et Demirci T. 1995. « Observation of Bacteria and Fungi in Infected Root Canals and Dentinal Tubules by SEM ». *Dental Traumatology* 11 (1): 6-9. doi:10.1111/j.1600-9657.1995.tb00671.x.
- Sen C.K., Khanna S., Venojarvi M., Trikha P., Ellison E.C., Hunt T.K., et al. 2002. « Copper-Induced Vascular Endothelial Growth Factor Expression and Wound Healing ». *American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology* 282 (5): H1821-7. doi:10.1152/ajpheart.01015.2001.
- Seto B.G., Nicholls J.I., et Harrington G.W. 1990. « Torsional properties of twisted and machined endodontic files ». *Journal of Endodontics* 16 (8): 355-60. doi:10.1016/S0099-2399(06)81905-9.
- Shabalovskaya S., Anderegg J., et Van Humbeeck J. 2008. « Critical Overview of Nitinol Surfaces and Their Modifications for Medical Applications ». *Acta Biomaterialia* 4 (3): 447-67. doi:10.1016/j.actbio.2008.01.013.
- Short J.A., Morgan L.A., et Baumgartner J.C. 1997. « A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques ». *Journal of Endodontics* 23 (8): 503-7. doi:10.1016/S0099-2399(97)80310-X.
- Simon S., Machtou P., Pertot W.H., et Friedman S. 2012. *Endodontie*. Rueil-Malmaison, France: Editions CdP, 2012.
- Sittner P., Hashimoto K., Kato M., et Tokuda M. 2003. « Stress induced martensitic transformations in tension/torsion of CuAlNi single crystal tube ». *Scripta materialia* 48 (8): 1153-9.
- Song Y.L., Bian Z., Fan B., Fan M.W., Gutmann J.L., et Peng B. 2004. « A Comparison of Instrument-Centering Ability within the Root Canal for Three Contemporary Instrumentation Techniques ». *International Endodontic Journal* 37 (4): 265-71. doi:10.1111/j.0143-2885.2004.00798.x.

- Spagnuolo G., Ametrano G., D'Antò V., Rengo C., Simeone M., Riccitiello F., et al. 2012. « Effect of Autoclaving on the Surfaces of TiN -Coated and Conventional Nickel–titanium Rotary Instruments ». *International Endodontic Journal* 45 (12): 1148-55. doi:10.1111/j.1365-2591.2012.02088.x.
- Spanaki-Voreadi A.P., Kerezoudis N.P., et Zinelis S. 2006. « Failure Mechanism of ProTaper Ni–Ti Rotary Instruments during Clinical Use: Fractographic Analysis ». *International Endodontic Journal* 39 (3): 171-8. doi:10.1111/j.1365-2591.2006.01065.x.
- Speck K.M., et Fraker A.C. 1980. « Anodic polarization of Ti–Ni and Ti-6Al-4V in simulated physiological solutions ». *ResearchGate* 59 (10): 1590-5. doi:10.1177/00220345800590100601.
- Testarelli L., Grande N.M., Plotino G., Lendini M., Pongione G., De Paolis G., et al. 2009. « Cyclic Fatigue of Different Nickel-Titanium Rotary Instruments: A Comparative Study ». *The Open Dentistry Journal* 3 (avril): 55-8. doi:10.2174/1874210600903010055.
- Thompson S.A. 2000. « An Overview of Nickel-Titanium Alloys Used in Dentistry ». *International Endodontic Journal* 33 (4): 297-310.
- Tripi T.R., Bonaccorso A., et Condorelli G.G. 2006. « Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments ». *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 102 (4): 106-14. doi:10.1016/j.tripleo.2005.12.012.
- Ullmann C.J., et Peters O.A.. 2005. « Effect of Cyclic Fatigue on Static Fracture Loads in ProTaper Nickel-Titanium Rotary Instruments ». *Journal of Endodontics* 31 (3): 183-6.
- Varela-Patiño P., Ibañez-Párraga A., Rivas-Mundiña B., Cantatore G., Otero X.L., et Martín-Biedma B. 2010. « Alternating versus Continuous Rotation: A Comparative Study of the Effect on Instrument Life ». *Journal of Endodontics* 36 (1): 157-9. doi:10.1016/j.joen.2009.09.023.
- Versümer J., Hülsmann M., et Schäfers F. 2002. « A Comparative Study of Root Canal Preparation Using ProFile .04 and Lightspeed Rotary Ni–Ti Instruments ». *International Endodontic Journal* 35 (1): 37-46. doi:10.1046/j.1365-2591.2002.00454.x.
- Vieira E.P., França E.C., Martins R.C., Bueno V.T.L., et Bahia M.G.A. 2008. « Influence of Multiple Clinical Use on Fatigue Resistance of ProTaper Rotary Nickel-Titanium Instruments ». *International Endodontic Journal* 41 (2): 163-72. doi:10.1111/j.1365-2591.2007.01336.x.
- Vieira E.P., Nakagawa R.K.L., Bueno V.T.L., et Bahia M.G.A. 2009. « Torsional Behaviour of Rotary NiTi ProTaper Universal Instruments after Multiple Clinical Use ». *International Endodontic Journal* 42 (10): 947-53. doi:10.1111/j.1365-2591.2009.01602.x.
- Vincent, M., Thiebaud, F., Khalifa, S.B.H., Engels-Deutsch, M., and Ben Zineb, T. (2015). Finite Element Analysis of a Copper Single Crystal Shape Memory Alloy-Based Endodontic Instruments. *J. Mater. Eng. Perform.* 24, 4128–4139.
- Vincent, M. 2017. « Développement d'un instrument endodontique en alliage à mémoire de forme monocristallin cuivreux ». Diplôme de doctorat Universitaire, Nancy : Université de Lorraine - Faculté d'Odontologie de Nancy - Energie Mécanique et Matériaux (EMMA) - Laboratoire d'Energétique et de Mécanique Théorique et Appliquée (LEMTA).

- Vinothkumar T.S., Miglani R., et Lakshminarayanan L. 2007. « Influence of Deep Dry Cryogenic Treatment on Cutting Efficiency and Wear Resistance of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments ». *Journal of Endodontics* 33 (11): 1355-8. doi:10.1016/j.joen.2007.07.017.
- Walia H., Brantley W.A., et Gerstein H. 1988. « An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files ». *Journal of Endodontics* 14 (7): 346-51. doi:10.1016/S0099-2399(88)80196-1.
- Weschler M.S., Lieberman D.S., et Read T.A. 1953. « On the theory of the formation of martensite », *Journal of Metallurgy* (197): 1503-15.
- Willey W.L., et Senia E.S. 1989. « A new root canal instrument and instrumentation technique: A preliminary report ». *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 67 (2): 198-207. doi:10.1016/0030-4220(89)90332-0.
- Wolle C.F.B., Vasconcellos M.A.Z., Hinrichs R., Becker A.N., et Barletta F.B. 2009. « The Effect of Argon and Nitrogen Ion Implantation on Nickel-Titanium Rotary Instruments ». *Journal of Endodontics* 35 (11): 1558-62. doi:10.1016/j.joen.2009.07.023.
- Xu X., Eng M., Zheng Y., et Eng D. 2006. « Comparative Study of Torsional and Bending Properties for Six Models of Nickel-Titanium Root Canal Instruments with Different Cross-Sections ». *Journal of Endodontics* 32 (4): 372-5. doi:10.1016/j.joen.2005.08.012.
- Yang G.B., Zhou X.D., Zhang H., et Wu H.K. 2006. « Shaping Ability of Progressive versus Constant Taper Instruments in Simulated Root Canals ». *International Endodontic Journal* 39 (10): 791-9. doi:10.1111/j.1365-2591.2006.01151.x.
- Yang G.B., Zhou X.D., Zheng Y.L., Zhang H., Shu Y., et Wu H.K. 2007. « Shaping Ability of Progressive versus Constant Taper Instruments in Curved Root Canals of Extracted Teeth ». *International Endodontic Journal* 40 (9): 707-14. doi:10.1111/j.1365-2591.2007.01296.x.
- Yared G., Kulkarni G.K., et Ghossayn F. 2003. « An in Vitro Study of the Torsional Properties of New and Used K3 Instruments ». *International Endodontic Journal* 36 (11): 764-9. doi:10.1046/j.1365-2591.2003.00732.x.
- Yared G.M., Bou Dagher F.E., et Machtou P. 2001. « Failure of ProFile Instruments Used with High and Low Torque Motors ». *International Endodontic Journal* 34 (6): 471-5. doi:10.1046/j.1365-2591.2001.00420.x.
- Yared G.M., Bou Dagher F.E., Machtou P., et Kulkarni G.K. 2002. « Influence of Rotational Speed, Torque and Operator Proficiency on Failure of Greater Taper Files ». *International Endodontic Journal* 35 (1): 7-12. doi:10.1046/j.1365-2591.2002.00443.x.
- Yared G.M., Bou Dagher F.E., et Machtou. 1999 P. « Cyclic Fatigue of Profile Rotary Instruments after Simulated Clinical Use ». *International Endodontic Journal* 32 (2): 115-9. doi:10.1046/j.1365-2591.1999.00201.x.
- Yoneyama T., Doi H., Hamanaka H., Okamoto Y., Mogi M., et Miura F. 1992. « Super-Elasticity and Thermal Behavior of Ni-Ti Alloy Orthodontic Arch Wires ». *Dental Materials Journal* 11 (1): 1-10.
- Yoneyama T., Doi H., Hamanaka H., Yamamoto M., et Kuroda T. 1993. « Bending Properties and Transformation Temperatures of Heat Treated Ni-Ti Alloy Wire for Orthodontic Appliances ». *Journal of Biomedical Materials Research* 27 (3): 399-402. doi:10.1002/jbm.820270313.

- Zinelis S., Darabara M., Takase T., Ogane K., et Papadimitriou G.D. 2007. « The Effect of Thermal Treatment on the Resistance of Nickel-Titanium Rotary Files in Cyclic Fatigue ». *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics* 103 (6): 843-7. doi:10.1016/j.tripleo.2006.12.026.
- Zmener O., et Balbachan L. 1995. « Effectiveness of Nickel-Titanium Files for Preparing Curved Root Canals ». *Endodontics & Dental Traumatology* 11 (3): 121-3.

TABLE DES ABRÉVIATIONS

AMF : alliage à mémoire de forme

CM : controlled memory ou mémoire contrôlée

CuAlBe : cuivre-aluminium-béryllium

CVI : ciment verre ionomère

CVIMAR : ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine

EDTA : acide éthylène-diamine-tétraacétique

g : gramme

kg : kilogramme

L : longueur

LIPOE : lésion inflammatoire périradiculaire d'origine endodontique

LOT : longueur optimale de travail

LT : longueur de travail

mm : millimètre

mm/min : millimètre par minute

mm/s : millimètre par seconde

N : Newton

NaClO : hypochlorite de sodium

N.cm : Newton-centimètre (unité de couple)

NiTi : nickel-titane

rpm : tour par minute (round per minute)

s : seconde

TAP : technique de l'appui pariétal

∅ : diamètre

TABLE DES MATIÈRES

1	Introduction.....	1
2	Historique et état de l'art de la mise en forme canalaire.....	5
2.1	La mise en forme canalaire manuelle.....	5
2.2	La mise en forme canalaire mécanisée.....	8
2.2.1	La technique de l'appui pariétal.....	8
2.2.2	Les instruments soniques.....	9
2.2.3	Les instruments rotatifs.....	10
2.3	La rotation continue.....	11
2.3.1	Les alliages à mémoire de forme.....	12
2.3.1.1	Définition.....	13
2.3.1.2	Les AMF utilisables en endodontie.....	13
2.3.1.3	Les propriétés des AMF.....	14
2.3.2	Les différents intérêts de la rotation continue en endodontie.....	18
2.3.2.1	L'efficacité de mise en forme canalaire, la sécurité et la rapidité d'utilisation.....	18
2.3.2.2	Les inconvénients.....	19
2.4	L'évolution des instruments endodontiques en rotation continue.....	23
2.4.1	Le design instrumental.....	23
2.4.2	Le mouvement de travail instrumental intra-canal.....	27
2.4.3	Les traitements de surface.....	28
2.4.4	Les traitements thermiques.....	30
2.4.5	Le procédé de fabrication.....	30
3	Présentation du projet.....	33
4	Matériel de test.....	35
4.1	La machine de compression/traction.....	35
4.2	Le contre-angle de rotation continue.....	36
4.3	Les blocs en résine.....	37
4.4	Les différents systèmes à tester.....	37
4.4.1	Les broches MICRO-MEGA® en NiTi et en CuAlBe.....	37
4.4.2	MICRO-MEGA® : Revo-S®.....	38
4.4.3	Dentsply Maillefer® : ProTaper Universal®.....	39
4.4.4	CMA®.....	40
4.4.5	Coltène Endo® : Hyflex CM®.....	41
4.5	Le dispositif de mise en place.....	43
4.6	Le logiciel pilote de l'appareil : TestExpert® II.....	44
5	Méthode de test.....	46
5.1	Les tests sans irrigation : cyclage simple.....	46
5.2	Les tests avec irrigation : l'essai libre.....	49
5.2.1	Les différentes phases du test.....	49
5.2.1.1	Les charges.....	49
5.2.1.2	Les décharges.....	50

5.2.1.3	L'irrigation.....	50
5.2.1.4	La précharge	51
5.2.2	Le protocole de test	51
6	Résultats	52
6.1	Les broches MICRO-MEGA® en nickel-titane	53
6.1.1	La broche MICRO-MEGA® de 25/100 ^e de mm, de conicité 2% dans un canal courbé à 20°	53
6.1.2	La broche MICRO-MEGA® de 30/100 ^e de mm, de conicité 2%	54
6.2	Le système MICRO-MEGA® : Revo-S®	55
6.2.1	L'Endoflare®	55
6.2.2	Le SC1, le SC2 et le SU	56
6.2.3	Conclusion	58
6.3	Le système Dentsply Maillefer® : ProTaper Universal®	58
6.3.1	Le SX et le S2.....	59
6.3.2	Les F1, F2 et F3.....	60
6.3.3	Conclusion	62
6.4	Le système CMA®	62
6.4.1	Le Coronal®.....	63
6.4.2	Le Median®	63
6.4.3	L'Apical® Fine A1 et l'Apical® A2	64
6.4.4	Conclusion	65
6.5	Le système Coltène Endo® : Hyflex CM®.....	65
6.5.1	La lime 08-25	65
6.5.2	La lime 06-20	66
6.5.3	Les limes 04-25, 04-30, 04-40	66
6.5.4	Conclusion	67
6.6	Les broches MICRO-MEGA® en CuAlBe de conicité 2%, de diamètre 25/100 ^e de millimètre	68
6.7	Synthèse	70
7	Discussion	72
7.1	Les alliages	72
7.2	Le banc d'essai	83
8	Conclusion.....	87
	Bibliographie	88
	Table des abréviations	100



Jury : Président : C. STRAZIELLE – Professeur des Universités
Juges : M. ENGELS-DEUTSCH – Maître de Conférences des Universités
M. VINCENT – Maître de Conférences des Universités associé
T. BEN ZINED – Professeur des Universités
F. THIEBAUD – Maître de Conférences des Universités

Thèse pour obtenir le diplôme D'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

Présentée par: **Monsieur LESIEUR François, Jean, Etienne**

né(e) à : LAXOU (Meurthe et Moselle)

le 12 novembre 1991

et ayant pour titre : «**Etude du comportement mécanique de limes endodontiques en alliage à mémoire de forme durant la préparation canalaires**».

Le Président du jury

C. STRAZIELLE

Le Doyen,
de la Faculté d'Odontologie

J.M. MARTRETTE

Autorise à soutenir et imprimer la thèse 9866

NANCY, le 13 JUIN 2017

Le Président de l'Université de Lorraine

P. MUTZENHARDT

LESIEUR François - Étude du comportement mécanique de limes endodontiques en alliage à mémoire de forme durant la préparation canalaire.
Nancy 2017 : 84 pages. 73 figures ; 5 tableaux.

Th. : Chir.- Dent. : Nancy 2017

Mots-clefs :

- Endodontie
- Rotation continue
- Alliage à mémoire de forme
- Expérimental

Résumé :

La préparation canalaire est à la fois une étape clef et déterminante du traitement endodontique et également la plus risquée. Elle permet une mise en forme mécanique des canaux mais aussi une désinfection chimique en facilitant l'apport d'irrigant sur tout le système endodontique accessible. Le nickel-titane (NiTi), un alliage à mémoire de forme (AMF), s'est imposé comme une référence dans les techniques de mise en forme canalaire mécanisée par rotation continue ou mouvement de réciprocité grâce à ses propriétés superélastiques. Toutefois, il ne possède pas de propriétés anti-microbiennes. L'AMF monocristallin cuivre-aluminium-béryllium (CuAlBe), permettrait désinfection chimique et débridement mécanique dans le même temps. Il était donc nécessaire d'effectuer des tests mécaniques pour savoir si cet alliage possède également les qualités mécaniques requises pour un travail canalaire sûr et efficace.

Nous avons constaté que le CuAlBe possède de meilleures propriétés superélastiques et une plus grande flexibilité que le NiTi lui permettant de mieux respecter l'anatomie canalaire tout en ne dépassant pas les forces autorisées durant la préparation canalaire. Seules les forces d'aspiration n'excédant pas 170g (gramme) ont été mesurées. Cet alliage à mémoire de forme se révèle donc comme très prometteur pour une désinfection canalaire plus efficace, même si de plus amples investigations, notamment microbiologiques, doivent être menées pour compléter cette étude.

Membres du jury :

Pr. C. STRAZIELLE	Professeur des Universités	Président
<u>Dr. M. ENGELS-DEUTSCH</u>	<u>Maître de conférences des Universités</u>	<u>Codirecteur de thèse</u>
<u>Dr. M. VINCENT</u>	<u>Maître de conférences des Universités associé</u>	<u>Codirecteur de thèse</u>
Pr. T. BEN ZINEB	Professeur des Universités	Juge
Dr. F. THIEBAUD	Maître de conférences des Universités	Juge

Adresse de l'auteur :

François LESIEUR
14 Avenue de la Gare
54290 BAYON