UNIVERSITÉ DE LORRAINE

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

ACADÉMIE DE NANCY-METZ

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

FACULTÉ D'ODONTOLOGIE DE LORRAINE

Année 2020 N° 11405C

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le :

09 octobre 2020

Par

Guilhem FILHOL

Né le 19/07/1993 à Castres (81)

Apport du traitement thermique sur les instruments endodontiques en nickel-titane

Composition du jury :

Président :	Pr Éric Mortier
Membres :	Dr Rémy Balthazard Dr Marin Vincent Dr Renaud Giess Pr Fodil Meraghni (invité)
Directeurs de thèse :	Dr Rémy Balthazard Dr Marin Vincent

« 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 »

UNIVERSITÉ DE LORRAINE | FACULTÉ D'ODONTOLOGIE DE LORRAINE

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

Professeur émérite : Pr M-P FILLEUL

Département odontologie pédiatrique Sous-section 56-01	Mme	**DROZ Dominique**	Maître de conférences *
	Mme	JAGER Stéphanie	Maître de conférences *
	M.	PREVOST Jacques	Maître de conférences
	Mme	HERNANDEZ Magali	Maître de conférences *
	M.	LEFAURE Quentin	Assistant
	Mme	HOMBOURGER Morgane	Assistante
	Mme	FANGET Alexia	Assistante
Département orthopédie dento-faciale Sous-section 56-01	M.	**VANDE VANNET Bart**	Maître de conférences associé *
	Mme	SENG Marilyne	Assistante *
Département prévention, épidémiologie, économie de la santé, odontologie légale Sous-section 56-02	Mme	**CLÉMENT Céline**	Maître de conférences *
	M.	BAUDET Alexandre	Assistant *
	Mme	NASREDDINE Greyce	Assistante
	M.	VEYNACHTER Thomas	Assistant
Département parodontologie Sous-section 57-01	M.	**AMBROSINI Pascal**	Professeur des universités *
	Mme	BISSON Catherine	Maître de conférences *
	M.	JOSEPH David	Maître de conférences *
	M.	LACH Patrick	Assistant
	Mme	MAYER-COUPIN Florence	Assistante
	Mme	PAOLI Nathalie	Enseignante univ. – praticien attachée
Département chirurgie orale Sous-section 57-01	Mme	**GUILLET-THIBAULT Julie**	Maître de conférences *
	M.	BRAVETTI Pierre	Maître de conférences
	Mme	PHULPIN Bérengère	Maître de conférences *
	M.	CLERC Sébastien	Assistant*
	M.	CHAPUIS Hippolyte	Assistant*
	Mme	KICHENBRAND Charlène	Enseignante univ. – praticien attachée*
Département biologie orale Sous-section 57-01	M.	**YASUKAWA Kazutoyo**	Maître de conférences *
	M.	MARTRETTE Jean-Marc	Professeur des universités *
	Mme	EGLOFF-JURAS Claire	Maître de conférences *
Département dentisterie restauratrice, endodontie Sous-section 58-01	M.	**MORTIER Éric**	Professeur des universités *
	M.	AMORY Christophe	Maître de conférences
	M.	BALTHAZARD Rémy	Maître de conférences *
	M.	ENGELS-DEUTSCH Marc	Professeur des universités *
	M.	VINCENT Marin	Maître de conférences*
	Mme	GEBHARD Cécile	Assistante
	M.	GRABER Clément	Assistant
	M.	GIESS Renaud	Assistant *
Département prothèses Sous-section 58-01	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 *
	M.	CIESLAK Steve	Assistant
	M.	HIRTZ Pierre	Enseignant univ. – praticien attaché
	Mme	MOEHREL Bethsabée	Assistante
	M.	SYDA Paul-Marie	Assistant
	Mme	WILK Sabine	Assistante
Département fonction-dysfonction, imagerie, biomatériaux Sous-section 58-01	Mme	**STRAZIELLE Catherine**	Professeur des universités *
	Mme	MOBY (STUTZMANN) Vanessa	Maître de conférences *
	M.	SALOMON Jean-Pierre	Maître de conférences
	Mme	JANTZEN-OSSOLA Caroline	Assistante associée

Souligné : ***responsable de département*** * temps plein **Mis à jour le 18/11/2019**

À NOTRE PRÉSIDENT DE JURY

Monsieur le Professeur Éric MORTIER

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'université Henri Poincaré en physique-chimie de la matière et des matériaux

Habilité à diriger des recherches

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Responsable du département de dentisterie restauratrice, endodontie

Chef du service d'odontologie du CHRU de Nancy

Vous nous faites un très grand honneur de présider ce jury de thèse. Nous vous remercions de nous avoir accueilli au sein de votre service ainsi qu'au sein du Diplôme Universitaire d'Endodontie Clinique et Microscopie Opératoire. Nous vous remercions de vos conseils avisés et vous prions de bien vouloir trouver l'expression de nôtre immense respect et de notre gratitude.

À NOTRE JUGE ET DIRECTEUR DE THÈSE

Monsieur Rémy BALTHAZARD

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université de Lorraine en sciences des matériaux

Lauréat de l'Académie Nationale de Chirurgie Dentaire

Maître de Conférences – Praticien Hospitalier

Vice-Doyen de la faculté d'odontologie de Lorraine

Nous vous exprimons nos plus sincères remerciements pour la codirection de cette thèse. Nous vous remercions de nous avoir accueilli au sein du Diplôme Universitaire d'Endodontie Clinique et Microscopie Opératoire. Vous avez su cerner nos attentes en nous proposant un sujet passionnant et complexe, nous vous en sommes reconnaissant. Vos précieux conseils nous ont permis de conduire au mieux ce travail. Nous vous remercions de la confiance que vous nous avez apporté durant notre internat. Nous vous témoignons notre plus profond respect.

À NOTRE JUGE ET DIRECTEUR DE THÈSE

Monsieur Marin VINCENT

Docteur en Chirurgie Dentaire

Maître de Conférences – Praticien Hospitalier

Docteur de l'Université de Lorraine en mécanique et énergétique

Nous vous exprimons nos plus sincères remerciements pour la codirection de cette thèse. Nous vous remercions pour votre accompagnement au sein de ce travail ainsi qu'au sein du Diplôme Universitaire d'Endodontie Clinique et Microscopie Opératoire. Nous vous remercions pour nous avoir transmis la persévérance et l'abnégation en Endodontie. Nous vous témoignons notre plus profond respect.

À NOTRE JUGE

Monsieur le Docteur Renaud GIESS

Docteur en Chirurgie Dentaire

Assistant Hospitalo-Universitaire

Vous nous faites l'honneur de juger ce travail. Nous vous remercions pour cela et pour tous les précieux conseils et astuces que vous m'avez donné au sein du Diplôme Universitaire d'Endodontie Clinique et Microscopie Opératoire. Nous vous prions de bien vouloir trouver, le témoignage de notre plus grande sincère reconnaissance.

À NOTRE INVITÉ

Monsieur le Professeur Fodil MERAGHNI

Professeur des Universités

Directeur de l'Ecole Doctorale « Sciences des Métiers de l'Ingénieur »

École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Docteur en mécanique et matériaux.

Nous vous exprimons nos plus sincères remerciements pour nous avoir accueilli au sein de votre laboratoire d'étude des microstructures et de mécanique des matériaux et de nous permettre de réaliser notre projet. Nous vous témoignons notre plus profond respect.

À la mémoire de mon père, Henri FILHOL

Remerciements

À mon père Henri, mon guide, mon modèle, mon héros, pour tout l'amour et toutes les valeurs que tu m'as transmis. Que ton œil me garde.

À ma mère Mireille, pour tout ton soutien, pour m'avoir permis de réaliser mes rêves. Tu m'as donné le goût de l'enseignement, le sens du partage et bien plus encore. Je t'aime Maman.

À mes frères Pierre et Vincent, pour m'avoir ouvert la voie dans la vie, au ski et à vélo. Vous êtes ce que j'ai de plus cher. À nos exploits passés et futurs,

À toute ma Famille, à Nadine et PJ, Gisèle et Jean-Paul,

À Philippe, Mathias et PH, mes Fermat's brothers,

À Micka, pour notre P1 supreme,

À Alex, Quentin, Jean et Marianne, je ne vous lacherai jamais,

À Elyes, Charlotte et Manu pour m'avoir guidé vers la MBD,

À Dan, Marc, Elena, Anaïs et Lucie,

À mes co-internes Anissa, Teva, Constance, Céline, Ludivine, Valérie, Maéva, Hannah et tous mes externes lorrains,

Aux docteurs Fraissinet, Lehousse, Molinier, Rimbert, Thomazi, Dalicieux pour m'avoir accueilli dans leurs cabinets,

Au docteur Anastasio, mon chef, mon mentor, pour avoir fait de moi un MBD,

Aux docteurs Seckinger et Osswald, pour votre enseignement et votre confiance,

Au professeur Strazielle, aux docteurs Jantzen-Ossola, Droz et Hernandez

Aux dr. Cieslak, Clerc, Hirtz, Joseph, Juras, Klipfel, Moehrel, Schouver, Vaillant,

Aux équipes d'odontologie de Toulouse, Thionville et Nancy,

À l'équipe du LEM3 de Metz, particulièrement à Laurent Peltier et Fodil Meraghni,

Au docteur Guignes pour votre confiance.

Sommaire

Liste des figures

Liste des tableaux

Introduction

1.Le nickel-titane

1.1 Le nickel-titane en endodontie

1.2 La transformation martensitique

1.3 La conception des instruments endodontiques en nickel-titane

1.3.1 La conception

1.3.2 Les traitements thermiques

2 Les principaux alliages de NiTi

2.1 La technologie Memory-Wire (M-Wire)

2.2 La technologie R-phase

2.3 La technologie Controlled Memory-Wire (CM-Wire)

2.4 La technologie Blue-Wire

2.5 La technologie Gold-Wire

2.6 La technologie T•Wire

2.7 La technologie MaxWire

2.8 La technologie C•Wire

2.9 La technologie Fire-Wire

3 Comportement des instruments traités thermiquement

3.1 Influence du traitement thermique sur les instruments endodontiques

3.1.1 Résistance à la rupture instrumentale

3.1.2 Efficacité de coupe

3.2 Influence du traitement thermique sur les microfissures dentinaires

3.3 Influence de la stérilisation sur les instruments traités thermiquement

4 Proposition d'une étude comparative s'agissant de l'influence de différents traitements thermiques sur la résistance à la fatigue

Conclusion

Liste des figures

Figure 1 : Pseudo-diagramme de phase de la transformation martensitique (d'après Brinson, 1993)

Figure 2 : Les structures cristallographiques du NiTi : B2 (a), B19’ (b), phase-R (c), (d'après Holec, 2005)

Figure 3 : Diagramme d'hystérésis de température de l'alliage NiTi (d'après Zupanc et coll., 2018)

Figure 4 : : Influence de la teneur en nickel sur la température de début de transformation martensitique du NiTi (source : Piotrowski 2010)

Figure 5 : Mécanisme d’effet de mémoire de forme et de superélasticité (d'après Dadbakhsh et coll., 2016)

Figure 6 : Effet de mémoire de forme pour le nickel-titane (d'après Lagoudas, 2008)

Figure 7 : Schéma de l’effet superélastique (σMs : contrainte limite de début de transformation austénite-martensite, σMf : contrainte limite de fin de transformation austénite martensite, σAs : contrainte limite de début de transformation inverse martensite-austénite) (d'après Padala et coll., 2010)

Figure 8 : Schéma du procédé de fabrication des fils NiTi (d'après Memry, 2009 et Kocich et coll., 2013)

Figure 9 : Exemple de courbes DSC : (a) chauffage (en bas) et de refroidissement (en haut) sont présentées. (b) DSC de K3, (c) DSC de Reciproc, (d) DSC de HyFlex CM, et (e) DSC de TF (source: Shim et coll., 2017).

Figure 10 : Illustration de l’effet rebond et de l’effet de mémoire à l’arrêt d’une contrainte sur un instrument à NiTi austénitique et à NiTi martensitique (d'après Zupanc et coll., 2018)

Figure 11 : Illustration de l’instrument XP-Endo Shaper (FKG Dentaire) à température d’utilisation dans sa forme austénitique et à température ambiante dans sa forme martensitique (d'après FKG, 2018)

Figure 12 : Rupture instrumentale par phénomène de fatigue (d'après Coltène 2016)

Figure 13 : Illustration du phénomène de traction-compression (d'après Siqueira et coll., 2019)

Figure 14 : Angle et rayon de courbure (d’après Pruett et coll., 1997)

Figure 15 : Rupture par phénomène de torsion (d'après Coltène, 2016)

Figure 16 : Illustration du protocole expérimental envisagé

Liste des tableaux

Tableau 1 : Flexibilité des instruments en M-Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel de géométrie équivalente

Tableau 2 : Flexibilité des instruments en R-phase par rapport aux instruments en NiTi conventionnel de géométrie équivalente

Tableau 3 : Flexibilité des instruments CM-Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel et en acier de géométrie équivalente

Tableau 4 : Flexibilité des instruments Blue-Wire par rapport aux instruments en M-Wire et en NiTi conventionnel de géométrie équivalente

Tableau 5 : Flexibilité des instruments en Gold-Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel de géométrie équivalente

Tableau 6 : Résistance à la rupture par fatigue des instruments en M-Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel de géométrie équivalente

Tableau 7 : Résistance à la rupture par fatigue des instruments en R-phase par rapport aux instruments en NiTi conventionnel de géométrie équivalente

Tableau 8 : Résistance à la rupture par fatigue des instruments en CM-Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel et en M-Wire de géométrie équivalente

Tableau 9 : Résistance à la rupture par fatigue des instruments en Blue-Wire par rapport aux instruments en M-Wire, NiTi conventionnel et Fire-Wire de faible diamètre et de géométrie équivalente

Tableau 10 : Résistance à la rupture par fatigue des instruments Gold-Wire par rapport au NiTi conventionnel et au Fire-Wire de géométrie équivalente

Tableau 11 : Résistance à la rupture par fatigue des instruments en C•Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel de géométrie équivalente

Tableau 12 : Résistance à la rupture par fatigue d’instruments en NiTi traités thermiquement de géométrie équivalente, dans les canaux à double courbure

Tableau 13 : Respect du trajet canalaire des instruments en R-phase par rapport aux instruments en NiTi conventionnel de géométrie équivalente

Tableau 14 : Respect du trajet canalaire des instruments en Blue-Wire par rapport aux instruments en M-Wire de géométrie équivalente

Tableau 15 : Respect du trajet canalaire des instruments en Gold-Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel de géométrie équivalente

Tableau 16 : Comportement en torsion des instruments en M-Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel et en acier inoxydable de géométrie équivalente

Tableau 17: Comportement en torsion des instruments en R-phase par rapport aux instruments en NiTi conventionnel de géométrie équivalente

Tableau 18 : Comportement en torsion des instruments en CM-Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel et en M-Wire de géométrie équivalente

Tableau 19 : Comportement en torsion des instruments en Blue-Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel et en M-Wire de géométrie équivalente

Tableau 20 : Comportement en torsion des instruments en Gold-Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel et en Fire-Wire de géométrie équivalente

Tableau 21 : Capacité de coupe des instruments traités thermiquement de géométrie équivalente

Tableau 22 : Effet de la stérilisation sur les instruments de mise en forme

Liste des abréviations

A : austénite
Af : austénite *finish*
As : austénite *start*
AI : Acier inoxydable
AMF : alliage à mémoire de forme
BI : bris instrumental
CM-Wire : *Controlled Memory Wire*
Co : cobalt
DSC : *differential scanning calorimetry* ou calorimétrique différentielle à balayage
RDX : X-Ray diffraction ou diffraction des rayons X
EDM : électro discharge machining ou électro-érosion
HEDM: HyFlex EDM
LT: longueur de travail
M : martensite
Mf : martensite *finish*
Ms : martensite *start*
M-Wire : Memory Wire
MEB : microscopie électronique à balayage
NCF : nombre de cycles jusqu'à la rupture
NiTi : nickel-titane
NiTiCo : nickel-titane-cobalt
NiTiCr : nickel-titane-chrome
NiTiCu : nickel-titane-cuivre
NiTiFe : nickel-titane-fer
NiTiNb : nickel-titane-niobium
OC : One Curve
OS : OneShape
OSNG : OneShape New Generation
PTG : ProTaper Gold
PTN : ProTaper Next
PTU : ProTaper Universel
PV : ProFile Vortex
R : phase R
RB : Reciproc Blue
RC : RaCe
TF : Twisted File
TRS : TRUShape
TS : 2Shape
TYP : Typhoon Infinite Flex NiTi
VB : Vortex Blue
VHN : Vickers Hardness Number ou dureté de Vickers
WO : WaveOne
WOG : WaveOne Gold
XPS : XP-Endo Shaper

Introduction

L'endodontie, discipline fondamentale de l'art dentaire, est un véritable défi du quotidien pour les chirurgiens-dentistes. Complexe et exigeante, cette discipline a considérablement évolué au cours des trente dernières années, la rendant plus reproductible et surtout plus accessible aux praticiens.

Selon Schilder (Schilder, 1967, 1974b), l'endodontie doit répondre à des objectifs biologiques (élimination de tout le contenu organique du système canalaire - tissus pulpaire, micro-organismes pathogènes, toxines) et mécaniques (conicité corono-apicale régulière, respecter le trajet canalaire originel, maintien de la position et la dimension du foramen apical, *etc.*), le tout devant autoriser une obturation canalaire étanche et tridimensionnelle.

Initialement, pour répondre à ces objectifs, des instruments en acier inoxydable (AI) (alliage de chrome et de nickel) à usage manuel ont été utilisés en association avec une irrigation à l'hypochlorite de sodium. Malgré leur bonne efficacité de coupe, du fait leur forte rigidité, ces instruments ont tendance, notamment dans les canaux courbes, à favoriser la création de transports canalaires, de butées, de perforations et à se rompre. De plus, leur faible conicité de 2%, répondant à la norme ISO 3630-1, entraîne un débridement canalaire insuffisant ne favorisant pas l'accès des solutions d'irrigation à la zone apicale (ISO 3630-1, 2019).

Pour répondre à cette problématique, Walia évoque en 1988 l'utilisation d'un alliage à mémoire de forme (AMF), plus précisément le nickel-titane (NiTi), afin de développer de nouveaux instruments endodontiques plus flexibles (Walia et coll., 1988). En 1993, le monde de l'endodontie est révolutionné par Mac Spadden qui associe des limes en NiTi à forte conicité à la rotation continue afin d'en améliorer l'efficacité de coupe (Esposito et Cunningham, 1995). Des avantages indéniables apparaissent, notamment en termes d'ergonomie (diminution du temps de travail, une facilité d'utilisation) et de reproductibilité. Cependant, si les avantages sont nombreux, certains inconvénients persistent, tels qu'une faible résistance à la

rupture par fatigue ou encore une flexibilité réduite lorsque la conicité est importante.
Afin de pallier ces faiblesses, différentes innovations ont vu le jour au cours des dernières années, telles que l'amélioration de la géométrie instrumentale ou encore le développement de nouveaux mouvements de travail et procédés de fabrication.

L'augmentation de la flexibilité d'une part et de la résistance à la rupture par fatigue et torsion d'autre part font parties des axes de recherches principaux des industriels et ce, au travers des procédés de conception, de fabrication et de traitements de surface et thermomécaniques. Ces derniers pouvant être appliqués avant, pendant ou après l'usinage des instruments. Par ailleurs, leurs paramètres exacts (température, durée, milieu, …) sont mal connus dans la mesure où ils sont soumis aux secrets de fabrication des industriels. Différentes interrogations subsistent alors comme la nature des traitements thermomécaniques mis en place et surtout leurs influences sur les propriétés mécaniques des instruments endodontiques. Autant de questions auxquelles nous allons tenter de répondre au cours de ce travail de thèse.

Après une première partie s'attachant à positionner le NiTi dans le traitement endodontique, notre travail se propose ensuite de détailler les différents traitements thermiques existants. Enfin, dans une troisième partie, nous réaliserons un état de l'art exhaustif concernant le comportement des instruments NiTi traités thermiquement puis nous finirons avec l'établissement d'un protocole d'étude visant à comparer l'influence de différents traitements thermiques sur la résistance à la fatigue des instruments.

1.Le nickel-titane

Le NiTi ou nitinol (Nickel-Titane Naval Ordnance Laboratory), découvert en 1962 par Buehler et Wiley, appartient à la famille des alliages à mémoire de forme (AMF). Les AMF présentent un comportement particulier par rapport aux autres alliages métalliques puisque lorsqu'ils sont soumis à des contraintes qui dépassent leur limite d'élasticité, ils subissent une déformation réversible (d'environ 8%). Ainsi, à la suppression de la contrainte, ils retrouvent leur forme initiale (Otsuka et Wayman, 1998 ; Thompson, 2000). Le nitinol présente d'excellentes propriétés superélastiques et de mémoire de forme grâce à sa capacité à changer de phase sous l'effet d'une contrainte mécanique ou thermique (Duerig et coll., 1999 ; Torrisi, 1999 ; Thompson, 2000 ; Young et Van Vliet, 2005). De plus, le NiTi présente une excellente biocompatibilité. Sa première application en tant que dispositif médical en odontologie concernait les arcs orthodontiques au début des années 1970. Dès lors, le nitinol est rapidement devenu un élément de base dans le domaine biomédical.

À l'instar d'autres alliages, le NiTi existe sous différentes formes cristallographiques qui peuvent être transformées. À température ambiante, le NiTi se présente sous sa forme austénitique, forme mère, et se transforme sous sa forme martensitique, forme fille, sous l'effet d'une contrainte mécanique ou thermique, c'est la transformation martensitique. De cette transformation découlent les capacités de mémoire de forme et de superélasticité du NiTi (Mohammadi et coll., 2014).

1.1 Le nickel-titane en endodontie

Les instruments canalaires fabriqués en alliage de NiTi ont été introduits en 1988 avec pour objectif principal l'obtention d'instruments présentant une flexibilité plus importante que les instruments en Al (Walia et coll., 1988 ; Schafer et coll., 2004). Les alliages NiTi (55-nitinol), utilisés pour la fabrication des instruments endodontiques, sont composés d'environ 56% en poids de nickel et 44% en poids de titane. Le NiTi standard permet une déformation linéaire de 8% et un retour à la forme précédente sans déformation plastique, comparativement à l'acier inoxydable qui ne permet qu'une déformation inférieure à 1% (Shen et coll., 2013c ; Tabassum 2019). Les alliages NiTi ont été introduits afin de limiter les complications per-opératoires (Yazdizadeh et coll., 2017) et d'obtenir une mise en forme et un nettoyage optimaux lors de la préparation canalaire (Walia et coll., 1988). Les instruments NiTi garantissent une préparation canalaire plus facile, plus sûre et plus efficace par rapport aux instruments en acier inoxydable, en raison de leur superélasticité et de leurs propriétés de mémoire de forme (Park, 2001).

Au cours des vingt dernières années, l'utilisation d'instruments en alliage de NiTi s'est imposée en endodontie comme la plus grande innovation (Ruddle, 2000 ; Thompson, 2000 ; Kuhn et Jordan, 2002 ; Alapati et coll., 2009a). Parallèlement, un grand nombre de systèmes NiTi différents est apparu sur le marché (Camps et coll., 1995 ; Serene et coll., 1995). Les avantages des alliages NiTi en endodontie peuvent être résumés en trois points fondamentaux : (i) accélération des procédures opérationnelles, (ii) rationalisation des modes opératoires et (iii) prévisibilité et l'efficacité du traitement (Kaul et coll., 2014 ; Peters et coll., 2017).

Les instruments mécanisés en NiTi sont devenus des outils essentiels en endodontie en raison de leur meilleure flexibilité et de leur plus grande efficacité de coupe par rapport aux instruments en Al (Guelzow et coll., 2005; Çelik et coll., 2013). De plus, grâce à leur superélasticité, les instruments en NiTi permettent de préserver la forme originale du canal et entraînent moins de « *zipping* », de formation de butées, de risque de perforation ou de transport canalaire (Liu et coll., 2006 ; Paqué et coll., 2009). Malgré cela, les instruments en NiTi sont soumis

à des phénomènes de rupture soudaine au cours du traitement endodontique, compliquant potentiellement le pronostic et l'avenir de la dent sur l'arcade (McGuigan et coll., 2013b ; Kaul et coll., 2014). Le respect des protocoles opératoires dans le but de favoriser la prévention de ladite rupture s'avère donc indispensable (McGuigan et coll., 2013a).

Depuis leur mise sur le marché dentaire, les instruments de mise en forme canalaire en NiTi n'ont cessé d'évoluer (section, conicité, angle hélicoïdal, longueur du pas, *etc.*) et ce, toujours dans un souci de simplification de l'acte endodontique. La dynamique instrumentale notamment, a connu une vraie révolution avec le développement de mouvements adaptatifs et de réciprocité. De même, l'établissement de nouveaux procédés de fabrication (usinage/torsion) ou encore de traitements thermomécaniques et de surface (procédés d'électropolissage, de passivation, *etc.*) ont encore renforcé les propriétés mécaniques des instruments (Shen et coll., 2013c ; Capar et coll., 2014b ; Kaul et coll., 2014 ; Pedullà et coll., 2016a ; Peters et coll., 2017).

1.2 La transformation martensitique

- Définition (d'après Guénin, 1986)

La transformation martensitique, découverte par Martens en 1879, est définie comme une transformation displacive de phase de type solide-solide due à un cisaillement ou une réorganisation du réseau cristallin qui se produit en raison d'un changement de la stabilité thermodynamique du système. Elle se traduit par une déformation réversible dans la mesure où elle ne présente pas de caractère plastique et sans changement de volume. Elle correspond au passage de la phase austénitique à la phase martensitique (Figure 1). Le mécanisme responsable des propriétés de mémoire de forme des AMFs se produit lorsque cette transformation de phase est induite par un changement de température. En revanche, le mécanisme responsable de la propriété de superélasticité se produit lorsque cette transformation de phase est induite par une contrainte.

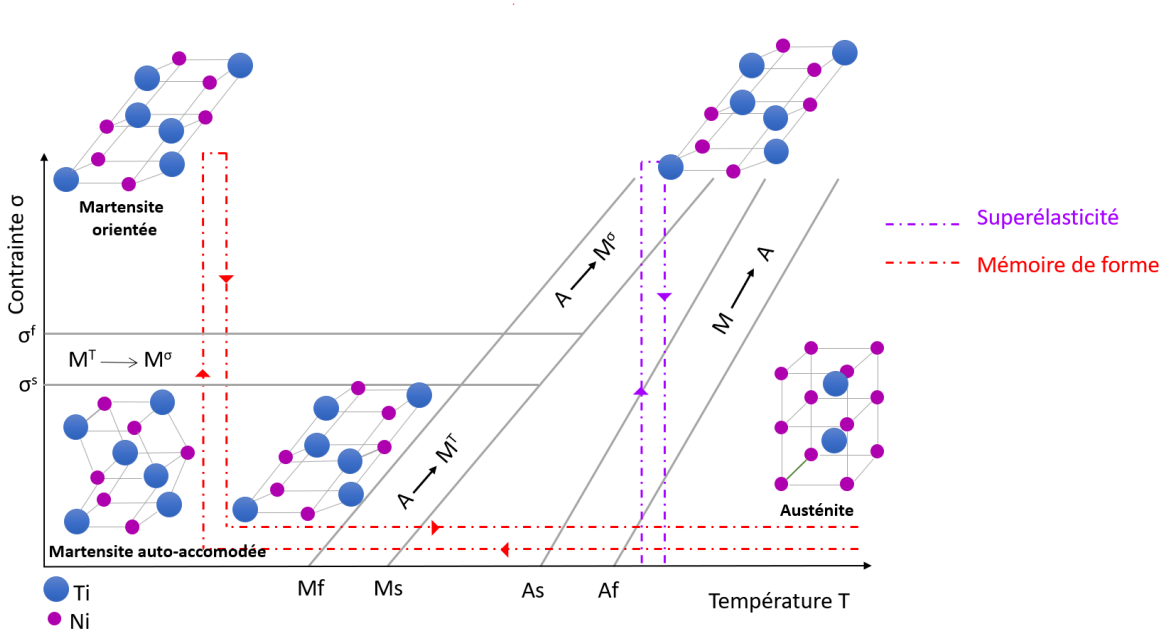


Figure 1 : Pseudo-diagramme de phase de la transformation martensitique (d'après Brinson, 1993)

- La transformation martensitique induite par la température

Sur le plan thermique, la transformation martensitique s'effectue par un phénomène de cisaillement, sans diffusion et est thermiquement réversible. Elle est caractérisée par le terme « thermo-élastique ».

À haute température, le réseau cristallin du NiTi est une structure cubique centrée, appelée phase austénite ou phase mère. Lors du refroidissement, un changement de la structure cristalline s'opère : des variantes de martensite apparaissent et se multiplient de manière continue. Sous contrainte nulle, les variantes sont toutes équiprobables et s'organisent de façon à annuler la déformation macroscopique ; cette martensite est appelée martensite auto-accomodante. Cet événement provoque des altérations dans les modifications des propriétés physiques et permet la transformation martensitique (Mohammadi et coll., 2014). À ce stade, l'application d'une contrainte oriente les variantes de martensite ; cette martensite est alors appelée martensite orientée. Au réchauffement, les différentes variantes de martensite reviendront à leur configuration initiale en austénite. Ce phénomène est à l'origine de la propriété de mémoire de forme.

- La transformation martensitique induite par la contrainte

Sur le plan mécanique, la transformation martensitique est induite par l'application d'une contrainte qui va entraîner l'apparition et la croissance de variantes de martensite orientées (Young et Van Vliet, 2005), ce qui va engendrer une déformation superélastique du matériau. Lors de l'arrêt de la contrainte, le matériau reprend sa forme initiale avec un retour en phase austénitique sans déformation résiduelle. Toutefois, cette transformation de phase induite par une contrainte ne peut avoir lieu au-dessus d'une certaine température critique. Ce phénomène est à l'origine de la superélasticité.

Dans les alliages NiTi quasi équi-atomiques, la transformation martensitique peut se faire en une seule étape [austénite (A)-martensite (M)] ou en deux étapes, selon le traitement thermomécanique, en passant par une phase intermédiaire dite transformation pré-martensitique c'est la phase R (A-R-M) (Otsuka et Ren, 2005 ; Uygun et coll., 2016).

- Structures cristallographiques

L'alliage NiTi présente trois phases microstructurales différentes, dépendantes de la température : austénite, martensite et phase R (Shen et coll., 2013c) (Figure 2). Le NiTi austénitique est résistant et dur, tandis que le NiTi martensitique et le NiTi en phase R sont ductiles et peuvent être facilement déformés. Les caractéristiques mécaniques du NiTi sont influencées par la composition des trois phases (Otsuka et Wayman, 1998). Ces différentes phases peuvent être identifiées au sein du matériau par diffraction de rayons X (« X-Ray Diffraction » ou DRX) ou par microscopie électronique à balayage (MEB).

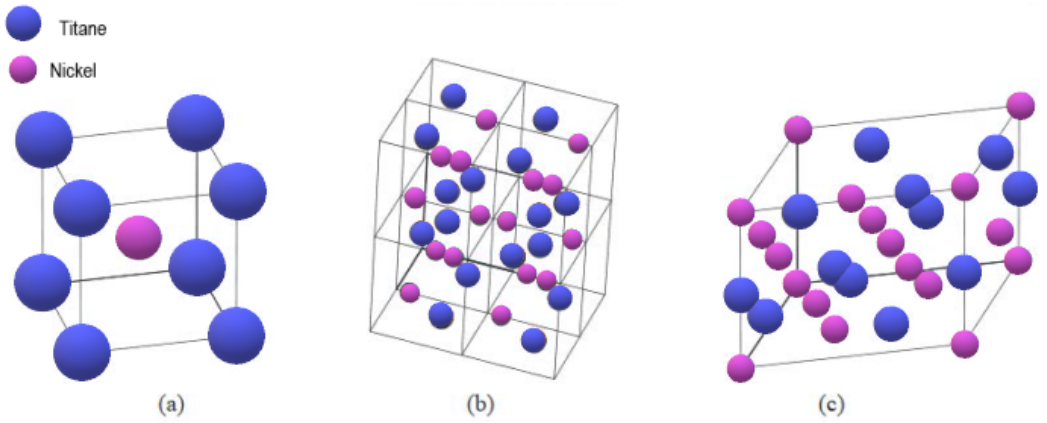


Figure 2 : Les structures cristallographiques du NiTi : B2 (a), B19’ (b), phase-R (c), (d'après Holec, 2005)

- La phase austénitique

L’austénite de structure cubique B2 constitue la phase mère qui est stable à haute température. Les cristaux d’austénite sont imbriqués les uns dans les autres et forment un maillage en treillis régulier. Cette phase est responsable de la dureté de l’alliage.

- La phase martensitique

La martensite de structure monoclinique B19’ est la phase fille, stable à basse température. Les cristaux de martensite sont appelés variantes de martensite et peuvent être agencés soit en martensite auto-accomodée, obtenue par refroidissement, soit en martensite orientée à l’issue de l’application d’une contrainte. Au sein de la martensite auto-accomodée, les variantes de martensite sont organisées en « zig-zag » (*twinned*) ou auto-accomodées alors que dans la martensite orientée, les cristaux de martensite sont « orientés » (*detwinned*) suite à l’application d’une contrainte. Ainsi, une déformation macroscopique se crée et devient visible. Cette phase est responsable de la ductilité du matériau.

- La phase R

Il peut exister des phases intermédiaires stables entre les phases B2 austénite et B19' martensite. Parmi ces phases, la plus courante est la phase R qui présente une structure cristalline trigonale ou rhomboédrique. La phase R est une phase martensitique intermédiaire qui entre en concurrence avec la transformation de la phase martensite B19'. Elle se produit dans les matériaux à base de NiTi ayant une forte densité de dislocations (c'est-à-dire travaillés à froid), dans les précipités riches en Nickel (Ti3Ni4) (c'est-à-dire traités thermiquement) (Duerig et coll., 1990 ; Otsuka et Ren, 2005) ou encore dans certains alliages ternaires. Les dislocations dans la structure cristalline, ainsi que les précipités riches en Nickel, résistent toutes à de fortes contraintes dans le réseau cristallin. La présence de particules de Ti_3Ni_4 favorise la formation de la phase R mais l'alliage nécessite un refroidissement supplémentaire pour que la formation de la martensite se produise. Par conséquent, la transformation martensitique se fait en 2 étapes : A-R-M (Otsuka et Ren, 2005 ; Uygun et coll., 2016).

- Les températures de transformation

La transformation martensitique ne se réalise pas à température constante. Elle débute par un refroidissement à partir du point de transformation *Martensite start* (Ms) (Figure 3). La transformation est complète lorsque la température atteint le point de transformation *Martensite finish* (Mf). Entre ces deux points de transformation, une coexistence de deux phases est présente. À température croissante, la transformation inverse commence au point de transformation *Austenite start* (As) pour devenir complète lorsque la température atteint *Austenite finish* (Af) (Figure 3). Le décalage de température entre Ms et Af est appelé hystérésis thermique. Cet hystérésis est généralement d'environ 20 à 30°C (c'est-à-dire Af - Mf) pour un alliage de NiTi entièrement recuit alors que la transformation de phase R est caractérisée par un faible hystérésis thermique de l'ordre de 6°C. L'hystérésis thermique est lié à l'hystérésis mécanique pendant la réponse superélastique de l'alliage à des températures supérieures à Af. Un hystérésis thermique plus important donnera un hystérésis mécanique plus important.

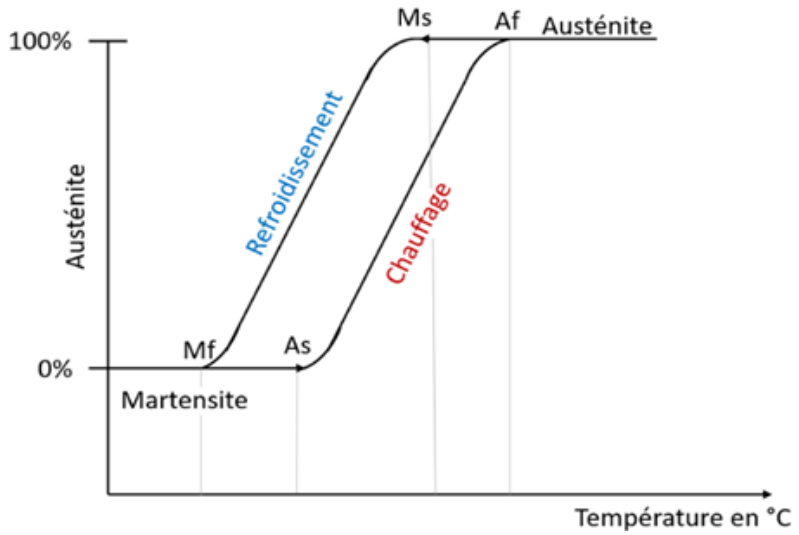


Figure 3 : Diagramme d'hystérésis de température de l'alliage NiTi (d'après Zupanc et coll., 2018)

La phase martensite est instable à des températures supérieures au point de transformation Af et retourne à l'austénite par une transformation inverse lorsque la contrainte est supprimée. Par conséquent, le point de transformation Af devrait être inférieur à la température de travail pour les instruments NiTi superélastiques conventionnels (Otsuka et Ren, 2005). Les alliages plus récents ont des températures de transformation beaucoup plus élevées que celles des matériaux austénitiques conventionnels utilisés dans les générations précédentes (Miyai et coll., 2006) et peuvent ainsi débuter une transformation martensitique à des températures proche de celle de la cavité buccale (Shen et coll., 2013c).

Ainsi, les propriétés finales des instruments en NiTi découlent des températures de transition de phase se produisant pendant le chauffage ou le refroidissement. Ces températures sont elles-mêmes dépendantes de la composition chimique (rapport nickel/titane, alliages ternaires NiTiX) et de la microstructure, donc de l'historique thermomécanique de l'alliage (écrouissage, tréfilage, usinage, recuit, *etc.*). Ces températures de transformation peuvent être relevées par des techniques thermo-analytiques comme l'analyse calorimétrique différentielle (DSC), pouvant également être employée pour réaliser des contrôles de qualité.

- Modifications des températures de transformation

Afin d'améliorer le comportement thermodynamique de l'alliage de NiTi, les températures de transformation de phase peuvent être modifiées par un changement de la composition chimique de l'alliage, un taux de travail à froid ou encore par modifications des paramètres des traitements thermiques.

La composition de l'alliage peut faire fortement varier les températures de transformation martensitique (Buehler et Wang, 1968). Le NiTi est généralement composé d'environ 50 à 51 % de nickel en pourcentage atomique (c'est-à-dire 55 à 56 % en poids). Comme le montre la Figure 4, la point de transformation Ms du matériau est très sensible au rapport d'alliage. Un changement de la teneur en nickel aura un effet important sur la température de Ms. Ainsi, la valeur Ms est

abaissée lorsqu'il y a une augmentation du pourcentage d'atomes de nickel ou toute substitution de ce dernier par un autre atome créant ainsi un alliage ternaire.

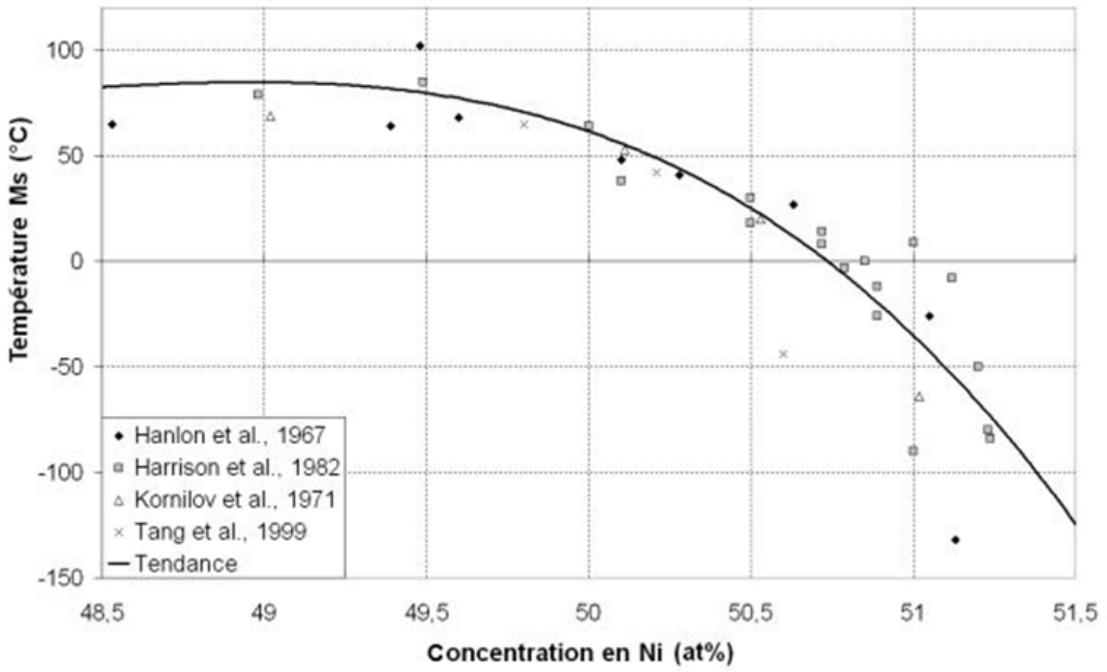


Figure 4 : : Influence de la teneur en nickel sur la température de début de transformation martensitique du NiTi (source : Piotrowski 2010)

Les traitements thermiques sont également capables de modifier les températures de transformation en agissant dans la masse du matériau. Ces derniers permettent d'obtenir une transformation en deux étapes (A – R – M).
L'alliage NiTi classique se trouve principalement dans la phase austénitique à température ambiante. La thermomécanique pourrait maintenir l'alliage dans la phase martensitique, la phase R ou une forme mixte en modifiant la température de transformation et par conséquent les caractéristiques de l'alliage (Shen et coll., 2013c ; Peters et coll., 2017). Ces traitements thermiques seront abordés dans les prochaines parties.

- Comportement thermodynamique du NiTi

Les propriétés fonctionnelles du NiTi proviennent de la réponse thermomécanique du matériau. La mémoire de forme unique et les propriétés superélastiques du NiTi résultent de transformations de phases réversibles à l'état solide qui se produisent lorsque le matériau est soumis à des *stimuli* externes, tels qu'un changement de température ou l'application d'une contrainte (Duerig et coll., 1990 ; Thompson, 2000 ; Shen et coll., 2013c) (Figure 5). La transformation thermo-induite permet l'effet de mémoire de forme tandis que la transformation induite par la contrainte conduit à la superélasticité. Une fausse idée suggère que les réponses de superélasticité et de mémoire de forme ne sont pas liées. En fait, la réponse dépend simplement de la température de transformation du composant NiTi couplée à la température d'application. En dessous de Mf, l'alliage de NiTi présente une mémoire de forme, tandis qu'au-dessus de Af, le matériau à base de NiTi présente une superélasticité. Ce concept est essentiel lors de la conception d'un instrument NiTi et souligne l'importance d'identification des températures de transformation de la phase finale d'un composant par les tests décrits ci-dessus.

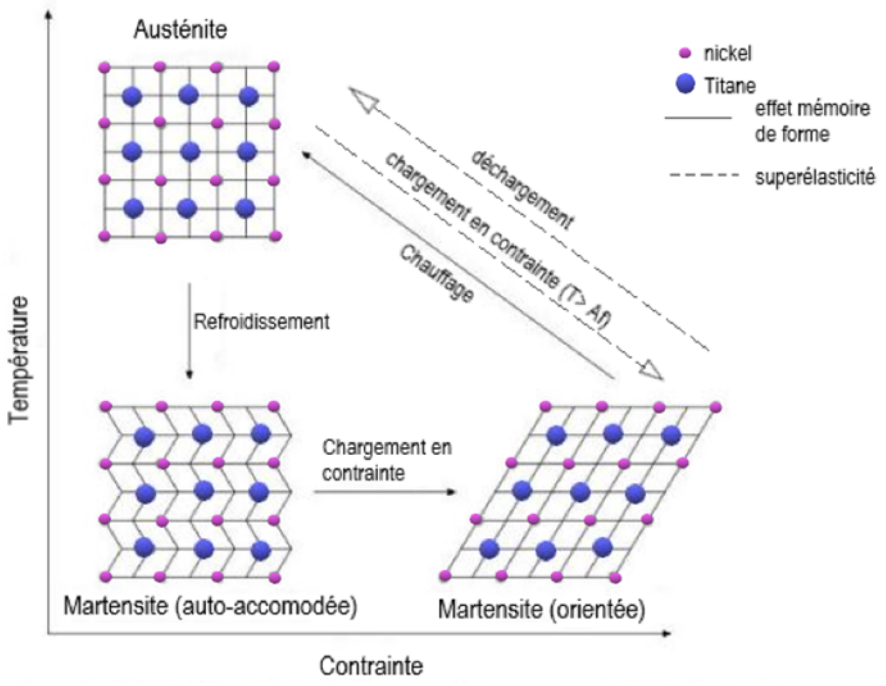


Figure 5 : Mécanisme d'effet de mémoire de forme et de superélasticité (d'après Dadbakhsh et coll., 2016)

- L’effet mémoire de forme

La propriété de mémoire de forme, découverte par Ölander en 1932, est l’aptitude d’un échantillon ayant subi une déformation importante, donc un changement de forme notable, à récupérer sa forme initiale par chauffage (Ölander, 1932). Les transformations de phase induites thermiquement entre la martensite et l'austénite donnent lieu à la réponse de mémoire de forme du NiTi.
L'effet de mémoire de forme est illustré Figure 6 à l’aide d’un graphique de contrainte-déformation-température. Pour obtenir un comportement à mémoire de forme, l'alliage de NiTi doit d'abord être refroidi à une température inférieure à Mf. La transformation martensitique est assurée par auto-accomodation des variantes de martensite. Ces dernières, sous l’effet d’une contrainte, vont engager un processus de réorientation qui va permettre la déformation élastique de la structure entièrement modifiée. Lorsque la contrainte cesse, il subsiste une déformation permanente dans la mesure où la martensite est stable à cette température. Elle correspond au retour partiel des interfaces inter-variantes. Une fois que le matériau est à l'état déformé et que la contrainte est relâchée, le chauffage à une température supérieure à As provoque la transformation de la martensite orientée en austénite. Cette transformation de la structure cristalline se traduit par la récupération de la forme originale du composant à l'échelle macroscopique une fois que la température atteint une température supérieure à Af. La structure cristalline déformée se souvient de son orientation d'origine grâce à la correspondance du réseau. Lorsque la température redevient inférieure à Mf, la structure austénitique redevient martensitique, sans changement de forme macroscopique et le cycle peut être répété (Figure 6).

Ce retour de forme ne s’opère donc que dans le sens martensite vers austénite, ce qui caractérise le phénomène d’effet mémoire de forme simple sens. Il existe également un effet mémoire double sens qui correspond à un changement de forme réversible et spontané d’une forme haute température à une forme basse température sans application d’une contrainte externe. Ce comportement peut avoir lieu grâce à un traitement thermomécanique « d’éducation » de l’échantillon.

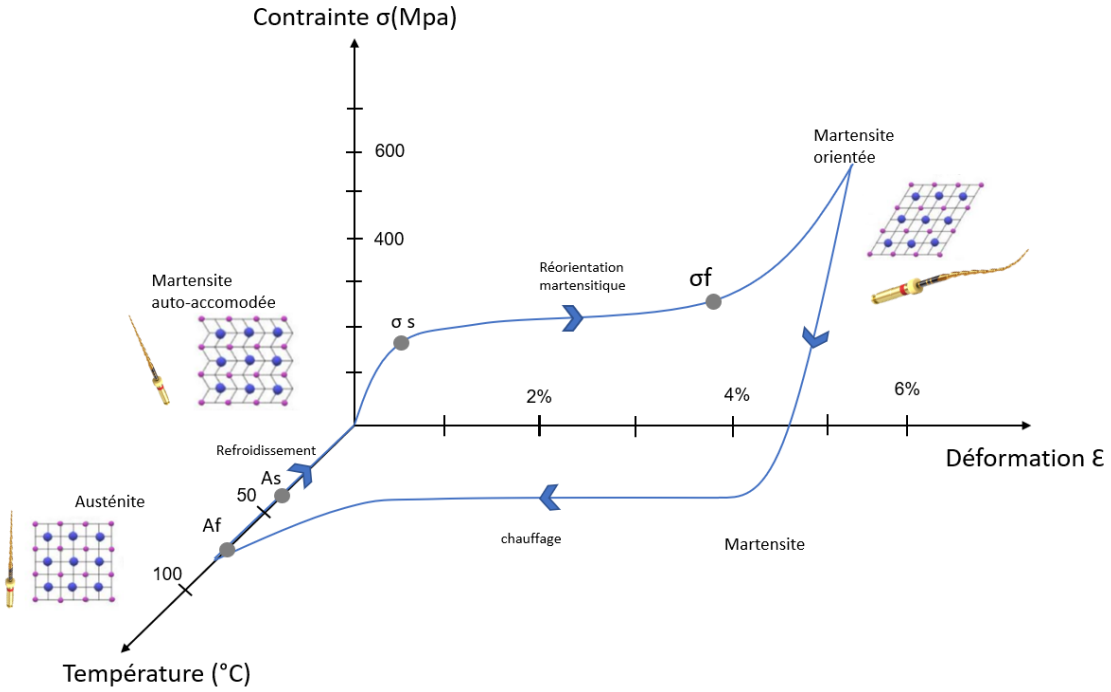


Figure 6 : Effet de mémoire de forme pour le nickel-titane (d'après Lagoudas, 2008)

- La superélasticité

La superélasticité est décrite comme le phénomène permettant à l'échantillon de se déformer de manière élastique et de reprendre sa forme d'origine lors du déchargement de la contrainte. Elle est la conséquence de la transformation réversible des phases d'austénite et de martensite influant sur les propriétés mécaniques de l'alliage. Sous faible charge de traction, l'alliage NiTi dit superélastique se déforme de manière élastique selon une fonction linéaire. Lorsque la charge de traction est plus élevée, les propriétés superelastiques se mettent en place permettant à l'alliage une déformation au delà de sa limite élastique. Toutefois, au-delà d'un certain seuil de contrainte, une déformation plastique permanente apparaît. La déformation élastique de l'acier inoxydable est inférieure à 1% contre 6 à 8% pour le NiTi (Shen et coll., 2013c ; Tabassum, 2019).

Si une contrainte est appliquée à un instrument en NiTi, à une température supérieure à Af (dans une certaine limite toutefois), la phase austénitique sera convertie en martensite induite par la contrainte, ce qui entraînera une réponse superélastique (Özyürek, 2016 ; Uygun et coll., 2016). Le comportement superélastique du NiTi est généralement caractérisé par des essais de traction.

Une courbe de traction typique pour le NiTi superélastique peut être divisée en plusieurs segments différents. Au cours de la charge initiale, la phase austénitique présente une déformation élastique typique jusqu'à ce que la contrainte du plateau soit atteinte. Une fois qu'il a été atteint, une condition d'isocontrainte est observée lorsque la structure cubique de l'austénite se cisaille en martensite orientée, suivie par sa déformation élastique. Tout comme pour la transformation de phase induite thermiquement, elle est réversible. Pendant le déchargement de la contrainte, la déformation élastique est récupérée et la martensite orientée se transforme à nouveau en phase austénitique mère. À noter que la contrainte de récupération est inférieure à la contrainte de déformation (Figure 7). L'hystérésis observé provient du frottement interne et des défauts dans la structure cristalline.

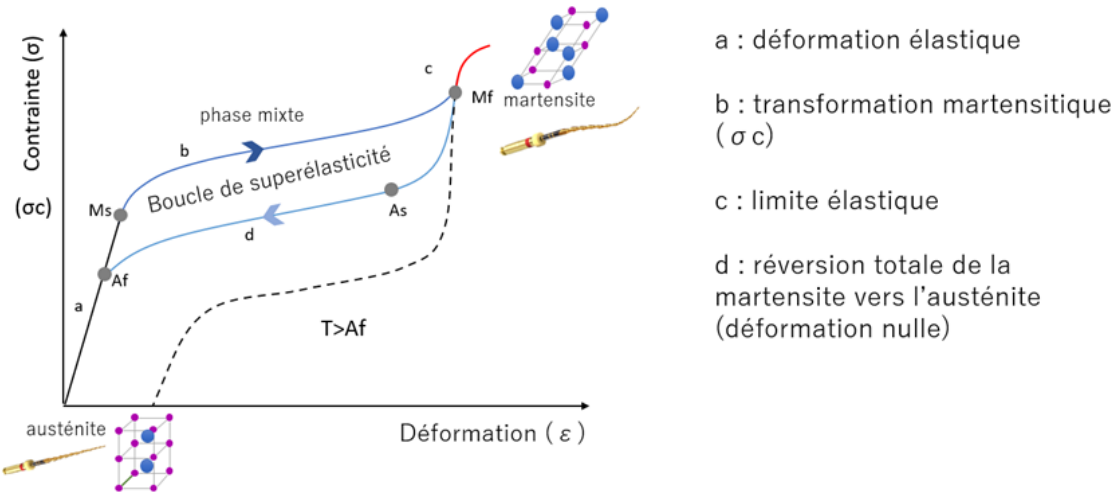


Figure 7 : Schéma de l'effet superélastique (σMs : contrainte limite de début de transformation austénite-martensite, σMf : contrainte limite de fin de transformation austénite martensite, σAs : contrainte limite de début de transformation inverse martensite-austénite) (d'après Padala et coll., 2010)

1.3 La conception des instruments endodontiques en nickel-titane

De nouveaux systèmes d'instrumentation issus de différents procédés de conception / fabrication et alliages ont été développés pour augmenter la résistance à la rupture par fatigue des instruments endodontiques (Elnaghy, 2014). Ces procédés de fabrication ont principalement été axés sur l'application de traitements thermiques (Gutmann et Gao, 2012 ; Elnaghy, 2014).

1.3.1 La conception

- De la fusion du lingot au fil de NiTi

Les températures de transformation des phases du NiTi et les propriétés mécaniques sont extrêmement sensibles à la composition de l'alliage et aux impuretés. Lors de la production de lingots, la matière première élémentaire et le processus de fusion doivent être spécifiquement choisis afin d'assurer l'homogénéité de la masse fondue et de garantir la plus grande pureté à la fois au sein d'une même masse fondue et entre les masses fondues. Les deux méthodes de fusion courantes pour les matériaux à base de NiTi sont la fusion par induction sous vide et la fusion à l'arc sous vide. Un procédé combiné des deux techniques permet une fusion très pure et régulière dans la production du NiTi forgé ce qui permet l'obtention d'un alliage au propriétés constantes. Certaines propriétés peuvent être améliorées par l'ajout d'un élément d'alliage ternaire. Les alliages ternaires les plus populaires sont le NiTiNb, le NiTiCu, le NiTiCr, le NiTiFe et le NiTiCo.

Après fabrication, le lingot doit être transformé en fil comme illustré Figure 8. Pour ce faire, un travail à chaud à haute température (entre 600-900°C) est nécessaire. Après la fonte du lingot de NiTi, la microstructure doit être affinée par des processus de déformation supplémentaires. La microstructure telle que coulée à une très faible ductilité et ne présente pas beaucoup de mémoire de forme, de superélasticité ou de résistance à la rupture. Ces déficiences sont généralement surmontées en travaillant à chaud le lingot pour le rapprocher de la forme voulue (fil), tout en transformant la microstructure en une structure qui présente des

propriétés de déformation plus souhaitables. En fonction de la forme souhaitée pour le produit final, différentes techniques d'obtention peuvent être mises en place comme le forgeage sur presse suivi d'un laminage ou d'un tréfilage. L'équilibre final des propriétés mécaniques et physiques est obtenu en associant au travail à chaud une série d'étapes de travail à froid. Les procédés de travail à froid permettent d'obtenir la forme, la finition de surface, la microstructure raffinée et les propriétés mécaniques du produit final. L'étirage, le laminage et le tréfilage sont les procédés les plus couramment utilisés. Pour la plupart des applications, le nitinol ne présente pas les propriétés finales souhaitées dans son état travaillé à froid. Pour que le matériau puisse déployer toutes ses performances de superélasticité et de mémoire de forme, il doit être traité thermiquement après l'étape finale de travail à froid. Ce traitement thermique est généralement effectué à environ 450-550°C. Les propriétés finales du composant NiTi sont déterminées dans une large mesure par la combinaison de la quantité de travail à froid final, de la durée et de la température spécifique utilisée pour le traitement thermique final (Hodgson et Russell, 2000).

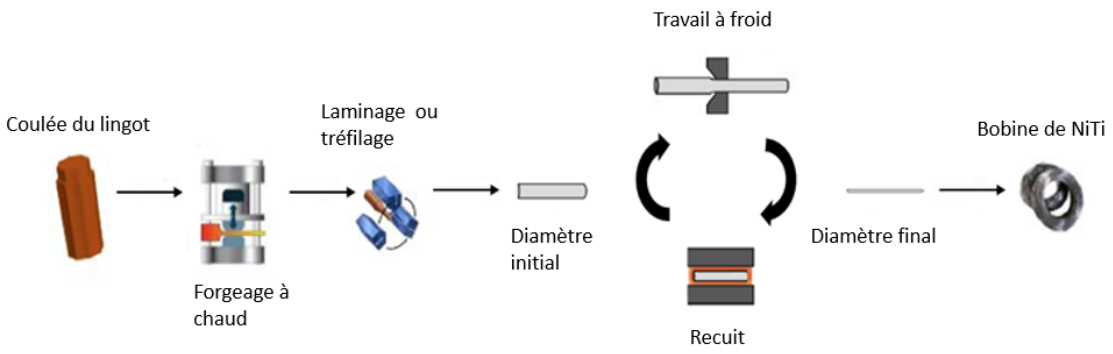


Figure 8 : Schéma du procédé de fabrication des fils NiTi
(d'après Memry, 2009 et Kocich et coll., 2013)

- Méthode de fabrication des instruments endodontiques en NiTi

En général, le façonnage du NiTi peut être réalisé par usinage ou par torsion. La méthode de fabrication est également connue pour influencer la résistance à la rupture par fatigue des instruments rotatifs (Gambarini et coll., 2009). Par exemple, le procédé de meulage utilisé pour la plupart des instruments induit la formation de microfractures au sein du fil alors qu'à l'inverse un façonnage par torsion permettrait d'éviter de tels défauts (Larsen et coll., 2009 ; Gambarini et coll., 2012).

- Par usinage

L'usinage du NiTi peut être réalisé selon plusieurs techniques soustractives. Le microfraisage se définit comme l'usinage de pièces à l'aide de fraises dont le diamètre est inférieur à 1 mm. La soustraction de matière avec des outils de coupe est cependant difficile car une formation massive de défauts s'opère du fait de la grande ductilité et de l'élasticité du NiTi. L'opération d'usinage la plus difficile est le fraisage, car l'intermittence de la coupe et les propriétés défavorables du NiTi entraînent l'émoussement ou la casse des outils et donc des coûts d'outillage considérables. Malgré ces difficultés, il existe dans la littérature différentes approches qui permettent d'améliorer l'efficacité du fraisage du NiTi en utilisant des outils spéciaux associés à un processus de fabrication adapté (outils à cinq axes, micro-perçage profond, *etc.*) (Biermann et coll., 2011).

Une autre solution efficace est l'usinage par électro-érosion (*electro discharge machining* ou EDM) (Schetky et Wu, 2003 ; Stöckel, 2001 ; Wu, 2002). Il s'agit d'un procédé d'usinage consistant à enlever de la matière par décharges électriques à haute fréquence (Jameson, 2001 ; Pirani et coll., 2016). Au cours de ce procédé « sans contact », les décharges électriques façonnent la pièce dans sa couche supérieure par fusion et vaporisation du matériau (Payal et coll., 2008). Ceci permet d'usiner des matériaux électriquement conducteurs par l'intermédiaire de décharges électriques contrôlées avec précision. La principale différence avec les autres méthodes d'usinage est que l'électrode n'établit pas de contact physique pour la soustraction de matière.

La découpe laser est encore une autre manière d'usiner le NiTi, en particulier pour des détails complexes. Les défis associés avec le découpage au laser sont, entre autres, l'apparition d'une zone affectée par la chaleur, d'oxydes, de défauts de surfaces, de bavures sur les arêtes de coupe et des microfissures dans la zone périphérique. Un post-traitement est donc généralement nécessaire pour que ces pièces voient leur durée de vie augmentée (Schetky et Wu, 2003 ; Hodgson, 2000 ; Wu, 2002 ; Schüssler et Strobel, 2003 ; Frotscher et coll., 2011). Grâce à des paramètres de procédés industriels optimisés, le processus de coupe peut être exempt de bavures et de zones affectées par la chaleur. Les inconvénients de ces lasers sont leur consommation d'énergie élevée, leur prix élevé et leur faible vitesse de découpe (Schüssler et Strobe, 2003).

- Par torsion

Les limes fabriquées par torsion et non par fraisage présentent moins d'imperfections d'usinage, ce qui aboutit à une lime plus résistante en flexion (Gambarini et coll., 2011). Lorsque l'instrument est torsadé, il ne subit pas de rupture dans sa masse et les fibres métalliques réalisent une harmonie avec le profil externe, ceci permet de conserver des propriétés physiques optimales (Médioni, 1995). Cependant, avant d'être torsadées, les préformes de limes sont meulées à la forme désirée.

1.3.2 Les traitements thermiques

Les traitements thermiques sont des procédés métallurgiques de cycles thermiques ayant pour but de modifier la microstructure cristalline de l'alliage pour en améliorer les propriétés mécaniques. Parmi ceux qui s'opèrent dans la masse du matériau se trouvent le recuit, la trempe et le revenu.
Parmi les traitements thermiques pré-usinages, nous pouvons distinguer le recuit, la trempe ou encore le revenu. Les traitements thermiques post-usinages (CM-Wire, Gold-Wire, Blue-Wire, *etc.*) seront traités ultérieurement.

Le recuit est un traitement thermique qui s'applique préférentiellement aux alliages de NiTi équi-atomiques (Miyazaki et coll., 1982). Il consiste en un chauffage suivi d'un refroidissement lent et s'effectue après un travail à froid. Il permet de réduire le nombre de dislocations, les contraintes internes lors de la mise en forme à froid ainsi que l'augmentation des températures de transformation (Liu et coll., 1997).

La trempe est un traitement thermique de durcissement par précipitation permettant d'accroître la résistance et la tenue au fluage de l'alliage. Il consiste en un chauffage suivi d'un refroidissement rapide. Elle peut également être suivi d'un revenu (Hornbogen, 2004).

Le revenu ou vieillissement est un traitement thermique qui se réalise sur les alliages en NiTi riches en nickel (Miyazaki et coll., 1982). Il s'opère par un chauffage lent suivi d'un refroidissement lent, permettant l'apparition de précipités riches en nickel Ti_3Ni_4 dans la phase austénitique. Ce procédé diminue la proportion de nickel dans la solution solide et augmente la température Ms (Tang, 1997). De plus, cela permet l'apparition d'une phase R au cours de la transformation martensitique.

Les traitements thermiques sont dits thermomécaniques lorsqu'ils sont associés à l'application d'une contrainte. Ils peuvent être appliqués avant, pendant, ou après usinage, torsion ou EDM. Leur nature exacte en termes de moment d'application, durée, température et milieu ne sont pas connus car protégés par des secrets de fabrications industriels.

Le traitement thermomécanique est fréquemment utilisé pour optimiser la microstructure et le comportement de transformation des alliages NiTi. Il a pour but d'améliorer la résistance à la rupture et les propriétés physiques des alliages NiTi (Gambarini et coll., 2008b ; Bardsley et coll., 2011 ; Gao et coll., 2012 ; Shen et coll., 2012a ; Hieawy et coll., 2015). La résistance à la fatigue, la flexibilité, l'efficacité de coupe et la capacité de centrage dans le canal se verront alors modifiées (Pereira et coll., 2012 ; Lopes et coll., 2013 ; Pereira et coll., 2013 ; Pérez-Higueras et coll., 2013 ; Plotino et coll., 2014a ; De-Deus et coll., 2017 ; Peters et coll., 2017). Le traitement thermique, soit avant soit après usinage, est l'une des approches les plus fondamentales pour ajuster les températures de transition des alliages NiTi en créant un point de transition de phase le plus optimal entre les phases martensite et austénite (Shen et coll., 2011b ; Gutmann et Gao, 2012 ; Shen et coll., 2013c, 2013b ; Hieawy et coll., 2015).

Ainsi, les traitements thermiques sont réalisés en maintenant de manière stable l'alliage en phase martensitique, en phase R ou sous forme mixte afin d'améliorer la superélasticité et la résistance à la rupture par fatigue (Alapati et coll., 2009b ; Pereira et coll., 2012 ; Shen et coll., 2013c ; Choi et coll., 2016 ; Peters et coll., 2017). Le but des traitements thermomécaniques post-usinages est de retrouver la superélasticité en diminuant les dislocations, en accommodant les contraintes internes, en diminuant la dureté et en augmentant la ductilité (Shen et coll., 2013b ; Braga et coll., 2014 ; Plotino et coll., 2014b). Ainsi, le traitement thermomécanique des limes NiTi offre des avantages significatifs en ce qui concerne l'efficacité et la sécurité des instruments endodontiques (Shen et coll., 2013c).

Les courbes de DSC (Figure 9) sont très utiles pour le développement de procédés de fabrication thermomécanique et permettent de nous donner des précisions ; des pics peu profonds et larges indiquent un travail à froid plus important dans le matériau. Les traitements thermiques de vieillissement utilisés pour régler l'Af et les contraintes du plateau superélastique peuvent être optimisés en visualisant les changements de températures. La surface sous un pic est la chaleur de transformation, elle est liée au volume des phases de changement de la matière.

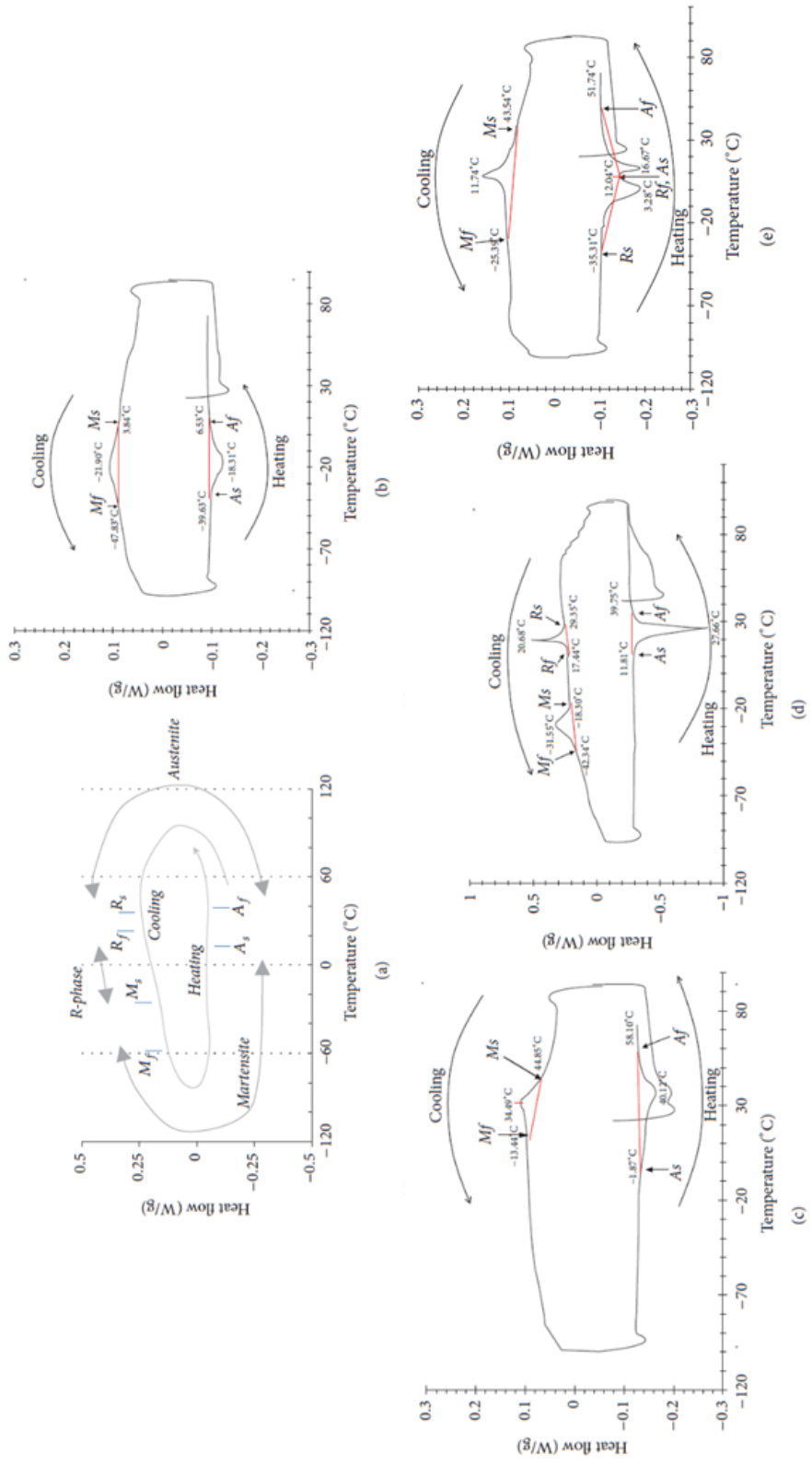


Figure 9 : Exemple de courbes DSC : (a) chauffage (en bas) et de refroidissement (en haut) sont présentées. (b) DSC de K3, (c) DSC de Reciproc, (d) DSC de HyFlex CM, et (e) DSC de TF (source : Shim et coll., 2017).

2 Les principaux alliages de NiTi

Au cours des dernières années, des nouveaux instruments, alliages et procédés de fabrication ont été développés (Shen et coll., 2011a ; Lopes et coll., 2013 ; Shen et coll., 2013c ; Pedullà et coll. 2016a). L'apport des traitements thermiques a notamment permis d'améliorer la flexibilité et la résistance à la fatigue des instruments en NiTi (Hieawy et coll., 2015 ; Versiani et coll. 2015). De plus, dans leurs études, Capar et coll., (Capar et coll., 2014a) et Li et coll., (Li et coll., 2015) ont montré que les instruments traités thermiquement présentaient moins de défauts que les instruments rotatifs traditionnels en NiTi.

À ce jour, en endodontie, on retrouve différentes familles d'alliage de NiTi traités thermiquement :

- M-Wire (SportsWire LLC, Langley, OK),
- R-phase (SybronEndo, Orange, CA),
- CM-wire (DS Dental, Johnson City, TN, USA),
- Blue-wire (Dentsply Sirona, York, PA),
- Gold-wire (Dentsply Sirona, York, PA),
- T•Wire (Coltène MicroMega, Besançon, France),
- MaxWire (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Suisse),
- C•Wire (Coltène MicroMega, Besançon, France).

2.1 La technologie Memory-Wire (M-Wire)

Le M-Wire est apparu en 2008 avec l'introduction du GT Series X (Dentsply Tulsa Dental Specialities, Orange,CA, USA) (Larsen et coll., 2009 ; Gutmann et Gao, 2012 ; Shen et coll., 2013c) initialement breveté par Berendt pour la société SportsWire L.L.C (SportsWire L.L.C, Langley, OK, USA). Le M-Wire est issu d'un procédé de conception par traitement thermique appliqué au NiTi afin qu'il acquiert une phase martensitique stable à température d'utilisation (Alapati et coll., 2009a ; Pereira et coll., 2012). Il est constitué de 55,8 % de nickel et de 44,2 % de titane comme le NiTi conventionnel et d'une proportion approximativement égale de phase R et d'austénite à 37°C (Alapati et coll., 2009a ; Pereira et coll., 2012 ; Montalvão et coll., 2014). Le protocole de fabrication associe un tréfilage à froid en traction et des traitements thermiques dans le but d'obtenir un alliage biphasé composé de M et de phase-R (Johnson et coll., 2008 ; Pereira et coll., 2012).

Grâce au brevet déposé par Berendt (Berendt 2007), le processus de fabrication est partiellement connu : du NiTi en phase austénitique est travaillé à froid (45°C ± 5°C) afin de réduire le diamètre du fil. Un recuit est appliqué à très haute température (500°C-600°C) pendant une très courte durée (1 à 2 minutes). De nouveaux cycles peuvent être réalisés afin d'obtenir le diamètre souhaité. Ensuite, un recuit final est effectué à haute température (400°C-475°C) pendant une courte durée (2 à 5 minutes). Le fil subit alors un cycle thermique sous une contrainte d'allongement de 1% à 4%, en alternant des bains froids (0°C à 10°C) et des bains chauds (100°C à 180°C). Le fil de NiTi peut subir 3 à 5 cycles avant l'obtention du NiTi M-Wire qui peut alors être utilisé pour l'usinage d'instruments endodontiques. Par la suite, un autre traitement thermomécanique post-fabrication peut être effectué.

Toutefois, à température corporelle, les instruments fabriqués à partir de fil M-Wire présentent un comportement superélastique, c'est-à-dire qu'ils reprennent leur forme initiale après déchargement. Cet alliage a été développé par procédé thermomécanique optimisant la microstructure des fils de NiTi (Pereira et coll., 2012 ; Lopes et coll., 2013). Il contient 3 phases cristallines à température d'utilisation : la phase austénitique est majoritaire (Pereira et coll., 2012 ; Ye et

Gao 2012 ; Zupanc et coll., 2018 ; Alapati et coll., 2009b ; Gao et coll., 2012 ; Pereira et coll., 2012 ; Ye et Gao 2012) tout en maintenant un état pseudo-élastique (Otsuka et Ren, 2005 ; Johnson et coll., 2008 ; Alapati et coll., 2009a ; Shen et coll., 2015). Le NiTi M-Wire contient des quantités importantes de martensite qui ne subit pas de transformation de phase, ce qui donne une microstructure métallurgique présentant un renforcement de l'alliage (Alapati et coll., 2009a). La structure est plus fine et homogène que celle du NiTi austénitique (Alapati et coll., 2009a ; Zhou et coll., 2013). Les températures Af des instruments en M-Wire (autour de 50°C) sont supérieures à celles des instruments en NiTi conventionnel (Pereira et coll., 2012; Ye et Gao, 2012 ; Santos et coll., 2016).

À température d'utilisation, la propriété de superélasticité se manifeste par la présence majoritaire de phase austénitique. La plus grande flexibilité est expliquée par la présence des phases martensitiques et phase-R au sein du matériau. Leur module d'élasticité (module de Young) est abaissé par rapport au NiTi conventionnel (Pereira et coll., 2013). L'obtention de martensite orientée est obtenue à partir de la phase R ou de la martensite auto-accommodée, ce qui nécessite moins de contrainte par rapport à une origine austénitique.

De nombreuses études ont montré de façon constante que le M-Wire a une flexibilité accrue (Larsen et coll., 2009 ; Gao et coll., 2012 ; Pereira et coll., 2012, 2015 ; Elnaghy et Elsaka, 2015) qui pourrait se traduire cliniquement par un meilleur accès aux canaux et une meilleure préparation des canaux courbes. Une résistance à la fatigue en flexion significativement accrue serait également retrouvée par rapport aux alliages NiTi conventionnels (Johnson et coll., 2008 ; Al-Hadlaq et coll., 2010 ; Gao et coll., 2012 ; Pereira et coll., 2013 ; Braga et coll., 2014). En revanche, d'autres publications n'ont montré aucune différence en termes de résistance à la fatigue (Gambarini et coll., 2008b ; Kramkowski et Bahcall, 2009).

Par ailleurs, les instruments endodontiques fabriqués à l'aide de M-Wire auraient une résistance à l'usure et une résistance à la traction supérieures à celle d'instruments similaires fabriqués en NiTi superélastiques classiques en raison de leur microstructure nanocristalline martensitique unique (Ye et Gao, 2012).

2.2 La technologie R-phase

L'alliage NiTi « R-phase » (SybronEndo, Orange, CA, USA) introduit en 2008 est un alliage NiTi recevant un traitement thermique modifiant sa structure cristalline.

Le *Twisted File* (TF ; SybronEndo, Orange, CA, USA) est un instrument de mise en forme fabriqué en torsion à partir de fil en phase R (Shen et coll., 2013c). Le fabricant affirme que le traitement thermique de la phase R combiné à un procédé de torsion lui procure une flexibilité et une résistance à la fatigue supérieure au NiTi conventionnel. Le K3XF est le deuxième instrument de mise en forme à recevoir la technologie R-phase (SybronEndo). Il est fabriqué par usinage en utilisant les caractéristiques géométriques des instruments K3 en NiTi conventionnel (SybronEndo) (Shen et coll., 2013b ; Zhao et coll., 2016).

La composition chimique des instruments en R-phase serait identique aux instruments en NiTi conventionnel, c'est-à-dire qu'ils seraient constitués de 51% de nickel (Shen et coll., 2011b ; Braga et coll., 2013 ; Aminsobhani et coll., 2016). Toutefois Shen et coll. (2013) ont montré dans leur étude que le K3 et K3XF étaient composés de 51% de titane (Shen et coll., 2013b).

Le processus de fabrication de l'alliage R-phase est partiellement connu (Gambarini et coll., 2008b, 2009, 2011 ; Gutmann et Gao, 2012 ; Aminsobhani et coll., 2016 ; Peters et coll., 2017 ; Zupanc et coll., 2018). L'alliage est obtenu à partir de NiTi conventionnel austénitique partiellement usiné afin d'obtenir une section spécifique. Ensuite, des cycles de traitements thermiques sont appliqués afin d'obtenir une phase R stable dans l'alliage. Grâce à la faible limite d'élasticité et du module de Young, la tige peut être torsadée à partir de la pointe en associant un traitement thermique afin d'obtenir le *design* final souhaité (Hou et coll., 2011). Enfin, un dernier traitement thermique est appliqué à la lime afin de conserver sa forme et de convertir l'instrument en phase austénitique. Ceci est confirmé par les températures Af des instruments en R-phase inférieures à 37°C. Selon les études, elles sont comprises entre 17°C et 27°C (Shen et coll., 2011b ; Zhou et coll., 2012 ; Braga et coll., 2013 ; Shen et coll., 2013b ; Tsujimoto et coll., 2014).

Par ailleurs, à température ambiante, une petite proportion de phase martensitique serait retrouvée (Shen et coll., 2011b ; Aminsobhani et coll., 2016). La phase austénitique va permettre à la superélasticité de se prononcer et d'autoriser la formation de martensite sous l'effet d'une contrainte faible.

L'instrument en R-phase a une plus grande flexibilité et une meilleure résistance à la rupture par fatigue que les instruments en NiTi conventionnel (Gambarini et coll., 2008a, 2009 ; Kim et coll., 2010b ; Ha et coll., 2013). À l'inverse, il a été rapporté que l'instrument en R-phase a une résistance à la torsion plus faible que les limes NiTi conventionnelles (Park et coll., 2010 ; Yum et coll., 2011).
Le procédé de fabrication de cet alliage permet un plus grand degré de déformation par rapport à l'alliage austénitique NiTi et ce, pour un même couple (Park et coll., 2010).

2.3 La technologie Controlled Memory-Wire (CM-Wire)

L’alliage NiTi à mémoire contrôlée ou CM-Wire (DS Dental, Johnson City, TN) a été introduit en 2010. Le comportement de ces limes peut s’expliquer par la transformation austénite/martensite résultant du traitement thermique appliqué après usinage (Plotino et coll., 2014b). Le CM-Wire a une microstructure martensitique stable à la température du corps c'est-à-dire que l'Af est supérieur à la température de travail car la teneur en nickel est réduite (Santos et coll., 2013). Cependant, des températures Af variant de 31°C à 60°C sont retrouvées en fonction du type d’instruments (Shen et coll., 2011b, 2013a ; Braga et coll., 2014 ; de Vasconcelos et coll., 2016 ; Iacono et coll., 2017). De plus, les instruments en CM-Wire comprennent une phase austénitique et une phase R (Shen et coll., 2011b, 2013a ; Zhou et coll., 2012 ; Braga et coll., 2014 ; Pereira et coll., 2015 ; de Vasconcelos et coll., 2016 ; Iacono et coll., 2017). L'alliage NiTi CM-Wire avec un pourcentage en poids de nickel plus faible a une flexibilité accrue par rapport à l'alliage NiTi conventionnel. Par conséquent, les instruments en CM-Wire ont une plus faible résistance à la flexion ce qui permet une meilleure préservation de l'anatomie radiculaire d'origine (Testarelli et coll., 2011).

Les limes CM-Wire n'ont pas d'effet de rebond après déchargement comme pour les instruments en NiTi conventionnel (Figure 10). Leur comportement peut s'expliquer par la présence de martensite stable, la température de travail est donc inférieure à Af. Les instruments en NiTi conventionnel sont principalement composés d'austénite à température ambiante, tandis que de la martensite stable et de la phase R sont retrouvées dans les instruments traités thermomécaniquement (Shim et coll., 2017).

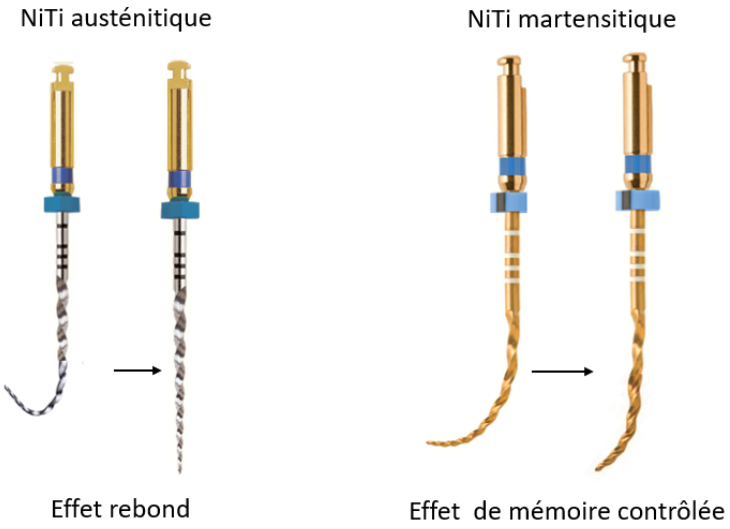


Figure 10 : Illustration de l'effet rebond et de l'effet de mémoire à l'arrêt d'une contrainte sur un instrument à NiTi austénitique et à NiTi martensitique (d'après Zupanc et coll., 2018)

Contrairement aux alliages conventionnels qui possèdent une transformation de phase induite par la contrainte, cet alliage est « martensitique-actif » (Ninan et Berzins, 2013 ; Shen et coll., 2013c) ou à mémoire de forme (Brantley et Eliades, 2001), permet ainsi l'obtention d'une flexibilité et d'une résistance accrue à la rupture par fatigue (Shen et coll., 2011a ; Pereira et coll., 2012 ; Pedullà et coll., 2016a ; Pirani et coll., 2016 ; de Vasconcelos et coll., 2016). En fait, les instruments réalisés par CM-Wire n'ont pas l'effet de rebond après le déchargement de la contrainte, ils n'expriment donc peu ou pas la propriété de superélasticité et leur forme originale est restaurée après l'application de chaleur (Ninan et Berzins, 2013). Peters et coll. (2012) ont montré qu'après utilisation, une majeure partie des instruments en CM-Wire présentait une déformation plastique d'environ 5% et que celle-ci pouvait être récupérée après stérilisation pour environ 2/3 d'entre eux (Peters et coll., 2012).

2.4 La technologie Blue-Wire

Dans le cas du traitement « Blue-Wire » (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK, USA), l'alliage est obtenu par un traitement thermique post-usinage d'instruments en M-Wire auquel s'ajoute un traitement de surface. Ce processus aboutit à une déposition de précipités de Ti_3Ni_4 considérés comme responsables d'une transformation en deux étapes de la phase cristalline (martensite vers austénite avec la présence intermédiaire de la phase R), (Tsujimoto et coll., 2014 ; Shen et coll., 2015 ; de Vasconcelos et coll., 2016). Son module de cisaillement inférieur à celui de la martensite et de l'austénite associé à la transformation en phase R permet l'excellente flexibilité de ces instruments. De plus, le traitement thermique « Blue-Wire » produit une couche de surface d'oxyde de titane qui donne sa couleur bleue à l'instrument (Gao et coll., 2012 ; Nguyen et coll., 2014 ; Plotino et coll., 2014a ; Tsujimoto et coll., 2014 ; Pereira et coll., 2015 ; De-Deus et coll., 2017 ; Gündoğar et Özyürek, 2017 ; Keskin et coll., 2017 ; Özyürek, 2017 ; Silva et coll., 2018a ; Zupanc et coll., 2018). L'hypothèse avancé est que la couche d'oxyde augmente la dureté de la surface, améliorant ainsi la capacité de coupe et la résistance à l'usure ce qui permettrait en partie de compenser la faible dureté interne de ces instruments (Gao et coll., 2012 ; Shen et coll., 2015). Les températures de transformation de phase comprise entre 35°C et 38°C pour Af et égale à 28,4 °C pour Ms (Tsujimoto et coll., 2014 ; Shen et coll., 2015 ; de Vasconcelos et coll., 2016) suggèrent la présence de martensite et de phase R à la température corporelle. Cliniquement, ces instruments ne présentent qu'une superélasticité limitée, c'est-à-dire qu'au déchargement, ils ne retrouvent que partiellement leur forme préchargée, qui ne sera restaurée que lorsque la température sera bien au-dessus de la température Af, (Plotino et coll., 2014a). Ainsi, comme pour les autres traitements thermiques, cet alliage à mémoire de forme possède des propriétés mécaniques supérieures et une structure moléculaire optimisée (De-Deus et coll., 2017). Concernant le Vortex Blue, premier système d'instruments avec traitement « Blue » (Dentsply Tulsa Dental Specialties), des études numériques ont confirmé une flexibilité supérieure (Gao et coll., 2012 ; Duke et coll., 2015 ; Pereira et coll., 2015) et une résistance à la rupture par fatigue accrue (Gao et coll., 2012 ; Nguyen et coll., 2014 ; Plotino et coll., 2014a ; Shen et coll., 2016).

2.5 La technologie Gold-Wire

Le traitement thermique Gold a fait son apparition en 2014 avec l'introduction du Protaper Gold (PTG), (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suisse) puis en 2015 avec le WaveOne Gold.

Le traitement thermique Gold est un procédé de cyclage thermique effectué après usinage en chauffant l'instrument puis en le refroidissant lentement, contrairement au traitement thermique M-Wire de préfabrication (Özyürek, 2016 ; Adıgüzel et Capar, 2017 ; Gündoğar et Özyürek, 2017 ; Uslu et coll., 2018b). La couleur dorée ou « *gold* » obtenue à la suite du traitement thermique est liée à la couche de surface qui permettrait une augmentation de la dureté de surface de l'instrument, compensant potentiellement la diminution d'efficacité de coupe liée à l'augmentation de la flexibilité (Zupanc et coll., 2018). Selon le fabricant, ce nouveau traitement thermique améliore l'élasticité de l'instrument (Webber, 2015 ; Özyürek, 2016), sa solidité (Grande et coll., 2017), sa flexibilité (Gagliardi et coll., 2015) et sa résistance à la rupture par fatigue (Elsaka et coll., 2017).

L'alliage Gold-Wire a une température de transformation Af = 50°C, supérieure à la température intracanalaire (Shen et coll., 2011b) ; par conséquent, la résistance à la fatigue n'est pas affectée par les changements entre la température ambiante et la température intracanalaire (Hieawy et coll., 2015). En outre, le traitement thermomécanique conduit à un comportement de transformation en 2 étapes (M vers R, puis R vers A) avec une grande portion martensitique stable à température d'utilisation (Zupanc et coll., 2018). Cette transformation indique que la transformation inverse de l'alliage passe par la phase R intermédiaire (phase martensitique potentielle) et est considérée comme une phase avec une résistance améliorée à la fatigue (Hieawy et coll., 2015 ; Elnaghy et Elsaka, 2016).

2.6 La technologie T•Wire

L'alliage T•Wire développé par Coltène MicroMega (Besançon, France) est apparu sur le marché en 2016 avec le 2Shape (TS). Par analyse calorimétrique à balayage différentiel, la température Af est de 17°C ce qui suggère qu'à température corporelle, le TS devrait être dans un état austénitique élevé donc assez rigide.

Cet alliage étant récent, peu de données ont pu être retrouvées dans la littérature.

2.7 La technologie MaxWire

L'alliage MaxWire (Martensite-Austenite Electropolishing-Flex, FKG Dentaire 2016, La Chaux-de-Fonds, Suisse) permet au XP-endo Shaper (XPS) de réagir aux changements de température. Ainsi, à 20°C il présente sa forme martensitique alors qu'à 37°C il est en phase austénitique et adopte sa forme prédéterminée (Figure 11).

Ces instruments présentent à la fois l'effet mémoire de forme et la superélasticité lors de leur utilisation clinique. Ces limes sont relativement droites dans leur phase martensitique à température ambiante alors qu'à la température intracanalaire, en phase austénitique, des courbes apparaissent. Elles possèdent donc un effet de mémoire de forme lorsqu'elles sont introduites dans le canal (de l'état martensitique à l'état austénitique) et présentent une superélasticité lors de la préparation canalaire. L'alliage MaxWire est utilisé pour les instruments XP-Endo Shaper, XP-Endo Finisher et XP-Endo Retreatment.
Les propriétés améliorées de l'alliage XPS (MaxWire) associées à des limes de petit diamètre et de faible conicité pourraient améliorer la résistance à la fatigue par rapport aux autres instruments testés (Elnaghy et Elsaka, 2018a, 2018c).



Figure 11 : Illustration de l'instrument XP-Endo Shaper (FKG Dentaire) à température d'utilisation dans sa forme austénitique et à température ambiante dans sa forme martensitique (d'après FKG, 2018)

2.8 La technologie C•Wire

Le C•Wire est un nouvel alliage breveté, introduit en 2018 avec le One Curve (OC) par la société Coltène MicroMega (Besançon, France). L'obtention de cet alliage se fait en 2 étapes principales :

- électropolissage initial,
- traitement thermique.

La température Af serait comprise entre 40°C et 50°C assurant un état martensitique à température ambiante et à la température intracanalaire, permettant ainsi l'expression de l'effet mémoire. Par son traitement thermique, il devient légèrement pré-courbable, lui permettant un accès facilité au canal tout en préservant la forme et la courbure du canal radiculaire.

Cet alliage étant récent, peu de données ont pu être retrouvées dans la littérature.

2.9 La technologie Fire-Wire

Le Fire-Wire™ développé récemment (2018) par la société Edge Endo (EdgeEndo, Albuquerque, Nouveau-Mexique, USA) est une combinaison de traitement thermique et d'applications cryogéniques. Il permettrait d'augmenter la flexibilité et la résistance à la rupture tout en présentant une force de rappel négligeable (Gambarini et coll., 2019).

3 Comportement des instruments traités thermiquement

Cette partie traitera de l'influence du traitement thermique sur les instruments endodontiques, notamment sur leur résistance à la rupture (en flexion ou en torsion) et leur efficacité de coupe. De plus, nous aborderons son influence sur les microfissures dentinaires potentiellement engendrées lors de la mise en forme canalaire. Enfin, nous discuterons de l'impact de la stérilisation sur les instruments traités thermiquement.

3.1 Influence du traitement thermique sur les instruments endodontiques

Les instruments endodontiques produits avec de nouveaux alliages métalliques améliorent les propriétés mécaniques en augmentant leur résistance et leur flexibilité comparativement aux instruments en nickel-titane non traités thermiquement (Gambarini et coll., 2008b ; Yahata et coll., 2009 ; Plotino et coll., 2014a ; Topçuoğlu et coll., 2017).

3.1.1 Résistance à la rupture instrumentale

Malgré une flexibilité augmentée, une résistance accrue, un meilleur respect du trajet canalaire et des temps de procédure plus courts (Walia et coll., 1988), les instruments endodontiques en NiTi sont sujets à la rupture (Walia et coll., 1988 ; Sattapan et coll., 2000b, 2000a ; Yared et coll., 2000 ; Peters et coll., 2003 ; Parashos et coll., 2004 ; Parashos et Messer, 2006 ; Cheung, 2007 ; Yum et coll., 2011 ; Al-Sudani et coll., 2012 ; Ninan et Berzins, 2013 ; Pedullà et coll., 2013b, 2015a, 2015b, 2016b ; Peters et coll., 2017). Une étude a montré que les limes en NiTi se fracturent 7 fois plus souvent que les limes en acier inoxydable (Iqbal et coll., 2006). Différentes études ont révélé un taux de rupture des instruments en NiTi compris entre 0,9 % à 21 % (Crump et Natkin, 1970 ; Sattapan et coll., 2000a ; Arens et coll., 2003 ; Parashos et coll., 2004 ; Spili et coll., 2005 ; Parashos et Messer, 2006 ; Alapati et coll., 2009a). De nombreuses variables peuvent contribuer à la défaillance des limes, mais les deux principales causes sont la fatigue et les contraintes en torsion (Sattapan et coll., 2000a ; Yared 2004 ; Parashos et Messer 2006 ; Shen et coll., 2006 ; Cheung 2007 ; Gray Kitchens et coll., 2007 ; Plotino et coll., 2009 ; Gao et coll., 2010 ; Gambarini et coll., 2012 ; Kim et coll., 2012b ; Plotino et coll., 2012b ; Shen et Cheung, 2013 ; Pérez-Higueras et coll., 2014 ; Pedullà et coll., 2015b, 2016b). Chacune a été définie (Yum et coll., 2011; Bhagabati et coll., 2012) et la torsion semble être la cause la plus fréquente (55,7% contre 44,3% pour la rupture par fatigue) (Sattapan et coll., 2000a). Cependant, pour Cheung et coll., la rupture par fatigue serait la cause principale des ruptures instrumentales (Cheung et coll., 2005).

Pour améliorer la résistance à la rupture par torsion et par fatigue des limes NiTi, les fabricants cherchent à améliorer leur résistance en développant de nouveaux alliages (Testarelli et coll., 2011), notamment par application de traitements thermiques (Plotino et coll., 2014a), par établissement de nouveau procédés de fabrication (Peters et coll., 2012), ou encore par élaboration de nouveaux designs (Shen et coll., 2015 ; De-Deus et coll., 2017 ; Keskin et coll., 2017). Ces diverses améliorations peuvent avoir des effets importants sur les performances et les propriétés mécaniques des instruments (He et Ni, 2010 ; Versluis et coll., 2012 ; Arias et coll., 2014b).

- Rupture par Flexion
    - Statique

La flexibilité des instruments NiTi est une propriété importante car elle permet d'anticiper la performance et le comportement mécanique des instruments endodontiques lors de la préparation des canaux courbes (Lopes et coll., 2013).

La géométrie de l'instrument, la composition de l'alliage ainsi que ses améliorations thermomécaniques affectent la flexibilité des limes NiTi (Hayashi et coll., 2007 ; Yahata et coll., 2009 ; Al-Hadlaq et coll., 2010 ; Gao et coll., 2012 ; Lopes et coll., 2013 ; Elnaghy et Elsaka, 2015 ; Hieawy et coll., 2015). De plus, des instruments très flexibles permettraient des préparations plus centrées (Short et coll., 1997 ; Gergi et coll., 2010) et possèderaient une résistance supérieure à la rupture par fatigue (Kim et coll., 2012a ; Dagna et coll., 2014). Des études antérieures (Pereira et coll., 2015 ; Pedullà et coll., 2016a) ont indiqué que les instruments ayant une plus grande flexibilité sont considérés comme plus appropriés pour les canaux radiculaires ayant une courbure importante.

- Pour le M-Wire

Le NiTi M-Wire est soumis à un traitement thermomécanique (Alapati et coll., 2009a) qui entraîne une augmentation de la flexibilité (Larsen et coll., 2009). Il se traduit par un meilleur accès et une meilleure préparation des canaux courbes par rapport au NiTi conventionnel (Johnson et coll., 2008 ; Al-Hadlaq et coll., 2010 ; Gao et coll., 2012 ; Pereira et coll., 2013 ; Braga et coll., 2014).

Le Tableau 1 rapporte les résultats de différentes études concernant la flexibilité du M-Wire par rapport au NiTi conventionnel pour des instruments de même géométrie.

Tableau 1 : Flexibilité des instruments en M-Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel de géométrie équivalente

Auteurs-Année	Instruments	Résultats- Conclusion
Gao et coll., 2012	ProFile Vortex (PV) et le Vortex Blue (VB)	Le M-Wire a montré une flexibilité améliorée par rapport au NiTi conventionnel mais diminuée par rapport au Blue-Wire.
Pereira et coll., 2013	NiTi conventionnel, M-Wire	Le NiTiM-Wire était plus souple que le NiTi classique.
Santos et coll., 2016	Protaper Universal en NiTi et en M-Wire	La flexibilité de M-Wire augmente dans un premier temps. Cependant, après un certain point, où la fraction de la phase R est entièrement transformée en martensite, le comportement de flexion du M-Wire devient similaire à celui du NiTi austénitique.

D'après ces études, la flexibilité des instruments se voit augmentée pour les instruments en M-Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel de même géométrie (Gao et coll., 2012 ; Pereira et coll., 2013 ; Santos et coll., 2016).

D'autres études comparant la flexibilité d'instruments ayant des géométries différentes montrent une supériorité pour les instruments en M-Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel (Pongione et coll., 2012 ; Lopes et coll., 2013 ; Ninan et Berzins 2013 ; Pereira et coll., 2015 ; Goo et coll., 2017).

- Pour le R-phase

Le Tableau 2 expose les résultats de différentes études concernant la flexibilité des instruments traités thermiquement en R-phase par rapport aux instruments en NiTi conventionnel à géométrie équivalente.

Tableau 2 : Flexibilité des instruments en R-phase par rapport aux instruments en NiTi conventionnel de géométrie équivalente

Auteurs - Année	Instruments	Résultats - Conclusion
Gambarini et coll., 2011	K3, K4 (prototype)	Une différence statistiquement significative a été constatée entre les prototypes d'instruments K3 et K4. Les prototypes K4 ont montré une augmentation significative de la flexibilité par rapport aux instruments K3.
Lopes et coll., 2013	K3, K3XF, Revo-S, PV	La flexibilité pourrait être classée par ordre décroissant comme suit : K3XF > Revo-S > PV > K3.
Shen et coll., 2013b	K3, K3XF	Les valeurs de charge de flexion étaient significativement plus faibles pour K3XF que pour K3 dans les plages superélastiques.
Choi et coll., 2016	K3, K3XF, et K3 traité thermiquement (K3H)	K3XF (en alliage NiTi en phase R) et K3H (traité thermiquement expérimentalement) ont montré une flexibilité accrue par rapport au K3.

D'après ces études, la flexibilité des instruments en R-phase est augmentée par rapport aux instruments en NiTi conventionnel de même géométrie (Gambarini et coll., 2011 ; Lopes et coll., 2013 ; Shen et coll., 2013b ; Choi et coll., 2016).

De nombreuses autres études ont relevé une meilleure flexibilité des instruments en R-phase par rapport à celle des instruments en NiTi conventionnel (Gambarini et coll., 2011 ; Hou et coll. , 2011 ; Rodrigues et coll., 2011 ; Braga et coll., 2013) et en M-Wire (Lopes et coll., 2013 ; Elsaka et coll., 2017). Cependant, ces études ont comparé des instruments présentant des designs instrumentaux différents.

- Pour le CM-Wire

Le Tableau 3 rapporte une étude comparant la flexibilité d'instruments en CM-Wire par rapport à des instruments en NiTi conventionnel de même géométrie.

Tableau 3 : Flexibilité des instruments CM-Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel et en acier de géométrie équivalente

Année - Auteur	Instruments	Résultats - Conclusion
Santos et coll., 2013	HyFlex en acier, en NiTi conventionnel et en CM-Wire	L'instrument en CM-Wire présentait le moment de flexion et le niveau de contrainte les plus faibles sous une flexion de 45° en simulation. Ainsi, la plus grande flexibilité et la résistance potentielle à la fatigue des instruments en CM-Wire ont été confirmés.

D'après cette étude, la flexibilité des instruments se voit augmentée pour les instruments en CM-Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel et en acier de même géométrie (Santos et coll., 2013).

D'autres études comparant des instruments de géométries différentes montrent une flexibilité supérieure des instruments en CM-Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel (Testarelli et coll., 2011; Pongione et coll., 2012 ; Pereira et coll., 2015).

Par rapport aux instruments en M-Wire, cette flexibilité augmentée est expliquée d'une part par la différence de traitement thermique et d'autre part, par une géométrie instrumentale différente (section, conicité, *etc.*), (Pongione et coll., 2012 ; Ninan et Berzins, 2013 ; Pereira et coll., 2015 ; Silva et coll., 2016b, 2018a ; Goo et coll., 2017).

- Pour le Blue-Wire

Les limes Reciproc Blue (RB) ont montré une dureté de surface Vickers inférieure à celle des limes en alliage M-Wire, ce qui peut indiquer que ce traitement thermomécanique breveté produit un alliage NiTi plus souple et plus ductile que le NiTi traditionnel. D'un point de vue clinique, cette caractéristique peut avoir une influence sur sa capacité de mise en forme (De-Deus et coll., 2017 ; Topçuoğlu et Topçuoğlu, 2017).

Le tableau 4 présente les résultats de différentes études comparant la flexibilité des instruments en Blue-Wire par rapport au M-Wire et au NiTi conventionnel de même géométrie.

Tableau 4 : Flexibilité des instruments Blue-Wire par rapport aux instruments en M-Wire et en NiTi conventionnel de géométrie équivalente

Auteurs - Année	Instruments	Résultats - Conclusion
Gao et coll., 2012	PV et VB	Le Blue-Wire a montré une flexibilité augmentée par rapport au M-Wire et au NiTi conventionnel. La flexibilité du Blue-Wire était augmentée d'environ 30% et 13% par rapport au NiTi conventionnel et au M-Wire, respectivement.
Pereira et coll., 2015	PTU, PV, VB, TYPHOON Infinite Flex NiTi (TYP)	La flexibilité du TYP était significativement plus élevée que celle des autres instruments. Ce paramètre était également significativement plus élevé pour VB par rapport à PV et PTU (VB>PV>PTU).
Duke et coll., 2015	PV et VB	Les instruments VB étaient plus flexibles que les PV dans l'essai de flexion.
De-Deus et coll., 2017	Reciproc R25, RB R25	Le Reciproc Blue a révélé une flexibilité accrue par rapport au Reciproc.

D'après ces études, la flexibilité des instruments est augmentée pour les instruments en Blue-Wire par rapport aux instruments en M-Wire et en NiTi conventionnel de même géométrie (Gao et coll., 2012 ; Duke et coll., 2015 ; Pereira et coll., 2015 ; De-Deus et coll., 2017).

- Pour le Gold-Wire

L'alliage Gold-Wire améliorerait la flexibilité des instruments par rapport au NiTi conventionnel. Cette flexibilité serait due à une transformation de phase en deux étapes et aux températures élevées de Af (Hieawy et coll., 2015).

Le Tableau 5 rapporte les résultats de différentes études confrontant la flexibilité des instruments en Gold-Wire aux instruments en NiTi conventionnel à géométrie équivalente.

Tableau 5 : Flexibilité des instruments en Gold-Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel de géométrie équivalente

Auteurs - Année	Instruments	Résultats - Conclusion
Hieawy et coll., 2015	PTU, PTG (séquences complètes)	Les instruments PTG apparaissent beaucoup plus flexibles que les instruments PTU.
Elnaghy et Elsaka, 2016	TRUShape (TRS), ProTaper Next X2 (PTN), PTG F2, PTU F2.	Les instruments PTG ont présenté une flexibilité significativement plus élevée que les autres instruments testés. Le classement dans les valeurs de résistance à la flexion était le suivant : PTU > TRS > PTN > PTG. S'agissant de la microdureté, les PTU avaient des valeurs VHN significativement plus élevées que les autres instruments testés.

D'après ces études, la flexibilité des instruments est augmentée pour les instruments en Gold-Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel de même géométrie (Hieawy et coll., 2015 ; Elnaghy et Elsaka, 2016).

Concernant les études imliquant l'alliage et la géométrie :

- Le WaveOne Gold serait plus flexible que le Reciproc (M-wire) (Elsaka et coll., 2017),
- Le WaveOne Gold serait également plus flexible que le Twisted File Adaptative (R-phase) (Elsaka et coll., 2017),
- Aucune différence significative n'a été retrouvée entre le Reciproc Blue (Blue-Wire) et le WaveOne Gold (Özyürek, 2017).

- Pour le T•Wire

Selon nos critères de recherche, nous n'avons trouvé aucune étude comparant la flexibilité du T•Wire à d'autres instruments.

- Pour le C•Wire

Selon nos critères de recherche, nous n'avons trouvé aucune étude comparant la flexibilité du C•Wire à d'autres instruments. Le OneCurve présenterait une flexibilité augmentée de 100% par rapport au OneShape (Coltène MicroMega, 2018).

- Pour le MaxWire

Selon nos critères de recherche, nous n'avons trouvé aucune étude comparant la flexibilité du MaxWire à d'autres instruments. L'alliage MaxWire offrirait aux instruments XPS une plus grande flexibilité (FKG Dentaire, 2016).

- Dynamique

Les instruments NiTi sont largement utilisées pour façonner les canaux radiculaires (Bird et coll., 2009 ; Bulem et coll., 2013) en raison de leur flexibilité, de leur efficacité (Glosson et coll., 1995 ; Short et coll., 1997) et de leur capacité de coupe (Peters et coll., 2014). La rupture par fatigue est la cause principale des séparations instrumentales (Cheung et coll., 2005). En effet, les instruments sont sujets à des défaillances inattendues sans déformation apparente préalable (Sattapan et coll., 2000a ; Bergmans et coll., 2001 ; Martin et coll., 2003 ; Young et Van Vliet, 2005) (Figure 12).

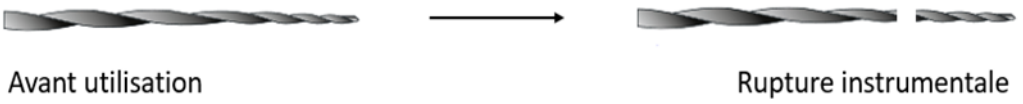


Figure 12 : Rupture instrumentale par phénomène de fatigue (d'après Coltène 2016)

Ce type de rupture est engendré par l'accumulation de cycles de traction-compression au point de flexion maximale (Pruett et coll., 1997 ; McGuigan et coll., 2013b ; Pelton et coll., 2013 ; Kaul et coll., 2014) (Figure13), en particulier lors de la préparation de canaux présentant une forte courbure. Ce phénomène provoque la formation et la propagation de fissures, qui finissent par entraîner une rupture de l'instrument (Shen et coll., 2006, 2009 ; Cheung, 2007 ; Gray Kitchens et coll., 2007; Bui et coll., 2008 ; Gambarini et coll., 2008b ; Plotino et coll., 2009 ; Bouska et coll., 2012 ; Kim et coll., 2012a ; Setzer et Böhme, 2013 ; de Vasconcelos et coll., 2016 ; Ferreira et coll., 2017).

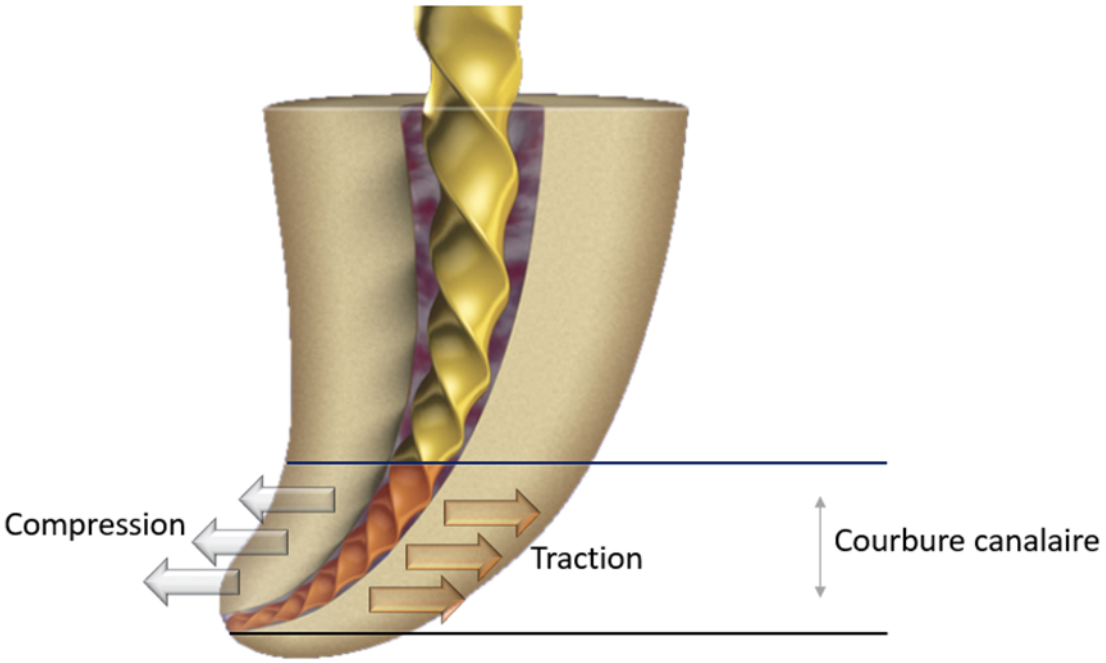


Figure 13 : Illustration du phénomène de traction-compression
(d'après Siqueira et coll., 2019)

La résistance à la rupture par fatigue dépend de plusieurs facteurs tels que :

- le diamètre,
- le rayon de courbure (Pruett et coll., 1997 ; Nguyen et coll., 2014 ; Pérez-Higueras et coll., 2014),
- la masse métallique,
- la flexibilité (Silva et coll., 2019),
- la cinématique (Pedullà et coll., 2013a),
- le réglage opérationnel (vitesse et torque),
- les propriétés métallurgiques de l'instrument (Gray Kitchens et coll., 2007 ; Bui et coll., 2008 ; Ounsi et coll., 2008),
- les matières premières et les procédés de fabrication (Capar et coll., 2015 ; Hieawy et coll., 2015),
- le traitement thermomécanique des alliages (Bulem et coll., 2013),
- les propriétés des matériaux bruts,
- la conception de la section,
- la méthode de fabrication (Tripi et coll., 2006 ; Tsujimoto et coll., 2014 ; Silva et coll., 2019).

De plus, la température ambiante a été considérée comme un facteur contribuant à la résistance à la rupture par fatigue des instruments en NiTi. Des études ont indiqué que la température corporelle ou intracanalaire simulée reflétait plus précisément les conditions cliniques et réduisait la résistance à la rupture par fatigue des instruments en NiTi (de Vasconcelos et coll., 2016 ; Dosanjh et coll., 2017 ; Plotino et coll., 2017).

La durée de vie en fatigue d'un composant peut être exprimée comme étant le nombre de cycles requis pour amorcer une fissure de fatigue et la propager jusqu'à une taille critique. Plus un alliage NiTi est martensitique, plus il est flexible et donc plus l'instrument serait résistant à la fatigue (Santoro et coll., 2001). Ces résultats sont probablement liés au traitement thermique qui produit un meilleur arrangement de la structure cristalline (Shen et coll., 2013a). Une autre raison possible de la résistance à la fatigue est que la transformation de phase martensitique présente des caractéristiques d'amortissement (Shen et coll., 2013c), ce qui rend la propagation des fissures par ramification plus difficile en raison du plus grand nombre d'interfaces présentes. Un réseau complexe de fissures secondaires se forme du fait de ces interfaces, dissipant l'énergie nécessaire à la propagation des fissures (Pereira et coll. 2013). De plus, la vitesse de propagation des fissures de fatigue au sein de la martensite est beaucoup plus lente que celle au sein de l'austénite (McKelvey et Ritchie 1999, 2001 ; Shen et coll., 2013c).

Afin de réduire le risque de rupture instrumentale intra-canalaire causée par fatigue, de nouvelles techniques de conception et fabrication instrumentales ont été développées. Les procédés de traitements thermiques qui optimisent la microstructure des alliages NiTi sont l'une des approches les plus fondamentales affectant la résistance à la fatigue des limes endodontiques NiTi (Shen et coll., 2013c, 2013b, 2013a). En effet, les instruments fabriqués à partir d'alliages de NiTi martensitiques présentent un nombre de cycles jusqu'à la rupture (NCF) et un module d’élasticité plus élevés que les limes en NiTi austénitiques stables et superélastiques (Figueiredo et coll., 2009). Toutefois, les instruments NiTi fabriqués à partir de CM-Wire ou d'alliage en R-phase ont montré un couple

maximal avant la rupture inférieur et un déplacement angulaire à la rupture plus élevé que les limes en NiTi classiques (Shim et coll., 2017).

D'autres études ont montré que les instruments en NiTi fabriqués en alliage traité thermomécaniquement avaient une résistance à la fatigue nettement améliorée par rapport à ceux fabriqués en alliages NiTi superélastiques classiques (Gambarini et coll., 2008b; Johnson et coll., 2008 ; Al-Hadlaq et coll., 2010 ; Gao et coll., 2010 ; Pereira et coll., 2013 ; Hieawy et coll., 2015).

Un inconvénient majeur de la plupart des études testant le comportement à la fatigue des limes rotatives NiTi est que les différents facteurs contributifs (c'est-à-dire les propriétés matricielles, la conception et les dimensions de chaque instrument, spécifiques à chaque marque) ne peuvent pas être totalement éliminés. Il est donc difficile de quantifier l'effet d'une seule variable sur le comportement en fatigue des instruments (Cheung et coll., 2011). La pertinence clinique des résultats de ces tests est difficile à évaluer du fait notamment de la multiplicité des facteurs intervenants lors de la mise en forme canalaire clinique (Plotino et coll., 2009). De plus, même si l'utilisation de dents extraites simule les situations cliniques, elles ne sont pas anatomiquement standardisées (Yao et coll., 2006).

Malgré de nombreux avantages, les instruments en NiTi présentent un risque de rupture lors de l'instrumentation des canaux radiculaires courbes (Gambarini et coll., 2012; Topçuoğlu et coll., 2016a), ce qui pourrait compromettre le pronostic du traitement canalaire (Ankrum et coll., 2004). Le point de rupture est l'endroit où la flexion maximale est accumulée, ce qui correspond généralement au point médian de la courbure. Il est directement lié au rayon de courbure canalaire (Larsen et coll., 2009 ; Sattapan et coll., 2000b ; Spili et coll., 2005) (Figure 14).

Différents paramètres ont été utilisés pour évaluer la résistance à la rupture des instruments endodontiques, tels que l'angle et le rayon de courbure (Pruett et coll., 1997), la simple ou double courbure (Duke et coll., 2015), la vitesse de rotation (Pruett et coll. 1997) et la géométrie canalaire (Pérez-Higueras et coll., 2014). Les résultats de ces études montrent que la résistance à la rupture par fatigue des

instruments NiTi est fortement influencée par l'angle de courbure du canal (Pruett et coll., 1997 ; Grande et coll., 2006 ; Plotino et coll., 2010b , 2012b).

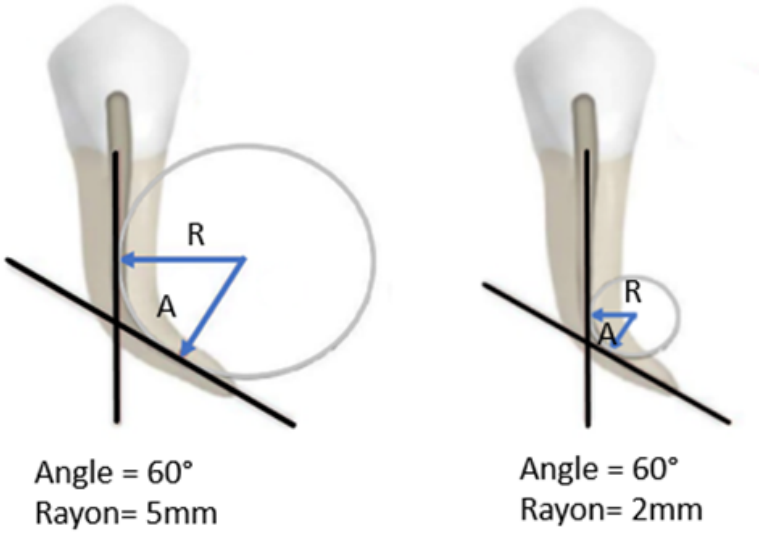


Figure 14 : Angle et rayon de courbure (d'après Pruett et coll., 1997)

- Pour le M-Wire

L'étude de Berendt a montré que le M-Wire était 3 fois plus résistant que le NiTi conventionnel à température corporelle (Berendt, 2007). Ces résultats ont été confirmés par plusieurs autres études (Johnson et coll., 2008 ; Gao et coll., 2010, 2012 ; Pereira et coll., 2013) affirmant que le M-Wire serait de 2,5 (Gao et coll., 2010; Pereira et coll., 2013) à 5 fois (Johnson et coll., 2008) plus résistant à la rupture par fatigue que le NiTi conventionnel (Tableau 6).

Tableau 6 : Résistance à la rupture par fatigue des instruments en M-Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel de géométrie équivalente

Auteurs – Année	Instruments et Modèle expérimental	Résultats - Conclusion
Gao et coll., 2010	PV 4% et 6%. Canal en acier inoxydable d'un rayon de 5 mm, angle de courbure de 90°, à deux vitesses d'essai différentes : 300 et 500 tr/min	Les limes PV en M-Wire présentaient une résistance à la rupture par fatigue supérieure par rapport aux limes en NiTi conventionnel.
Al-Hadlaq et coll., 2010	GT series X, GT, Profile Courbure artificielle dans un simulateur en acier : courbure de 50° avec 5 mm de rayon.	La taille 0,30 mm / 4% de conicité des limes rotatives fabriquées à partir de l'alliage M-Wire montre une meilleure résistance à la rupture par fatigue que les limes de conception et de taille similaires fabriquées à partir de l'alliage NiTi ordinaire.
Gao et coll., 2012	PV et le VB Canal artificiel en acier avec un angle de courbure de 90° et un rayon de 5mm. A température ambiante.	L'alliage à mémoire de forme NiTi s'est révélé être un matériau supérieur à l'acier inoxydable pour la fabrication et l'application des instruments endodontiques. VB et le M-Wire offraient des avantages fonctionnels par rapport au NiTi superélastique conventionnel. VB a montré une résistance à la fatigue et une flexibilité améliorée par rapport au PV en M-Wire.

D'après ces études, la résistance à la rupture des instruments en M-Wire est augmentée par rapport aux instruments en NiTi conventionnel de même géométrie (Al-Hadlaq et coll., 2010 ; Gao et coll., 2010, 2012).

D’autres études ont comparé la rupture par fatigue d’instruments ayant des alliages et des géométries différentes :

- De nombreuses études ont montré une supériorité à la rupture par fatigue d’instruments en M-Wire par rapport à d’autres instruments en NiTi conventionnel (Larsen et coll., 2009 ; da Cunha Peixoto et coll., 2010 ; Bouska et coll., 2012 ; Pongione et coll., 2012 ; Braga et coll., 2014 ; Nguyen et coll., 2014 ; Pérez-Higueras et coll., 2014 ; Aminsobhani et coll., 2016 ; Topçuoğlu et coll., 2016b ; Uygun et coll., 2016 ; Özyürek et coll., 2017b ; AlShwaimi, 2018).
- D’autres études ont cependant montré des absences de différences significatives (Gambarini et coll., 2008b ; Plotino et coll., 2012a, 2014b).
- Enfin, des résultats au sein de différentes études ont également montré à la fois une supériorité, une infériorité ou une absence de différence significative entre les alliages NiTi conventionnel et M-Wire (Kramkowski et Bahcall, 2009 ; Lopes et coll. 2013 ; Arias et coll., 2014b ; Tsujimoto et coll., 2014 ; Capar et coll., 2015).

- Pour le R-phase

Différentes études ont montré une résistance à la rupture par fatigue supérieure des instruments en R-phase par rapport aux instruments en NiTi conventionnel de géométrie équivalente (Tableau 7).

Tableau 7 : Résistance à la rupture par fatigue des instruments en R-phase par rapport aux instruments en NiTi conventionnel de géométrie équivalente

Auteurs - Année	Instruments et Modèle expérimental	Résultats - Conclusion
Chang et coll., 2013	K3 et K3 traité thermiquement (prototype). Canal artificiel ayant un angle de courbure de 60°, 5mm de rayon et un diamètre de 1,5mm.	Le traitement thermique des instruments K3 NiTi a amélioré leur résistance à la fatigue
Ha et coll., 2013	K3XF et K3 Canal artificiel en acier avec un angle de courbure de 45° et un rayon de 6mm, le centre de la courbure était à 3mm de la pointe de l'instrument.	Les instruments K3XF traités thermiquement à l'aide de la technologie en phase R ont montré une résistance à la fatigue améliorée. Dans les limites de la présente étude, le traitement thermique en phase R pourrait améliorer la résistance à la rupture.
Shen et coll., 2014	K3XF et K3 Courbure artificielle de 42° avec un rayon de 9 mm. Les tests ont été réalisés dans 2 milieux : air (humidité relative, 65%) et l'eau dé-ionisée. Seule une longueur de 16 mm à partir de la pointe de l'instrument a été immergée dans le milieu liquide pendant le test.	Les instruments K3XF présentaient une résistance à la fatigue supérieure à celle des instruments K3 dans des deux environnements. La résistance à la fatigue des instruments K3 était similaire dans les deux milieux, alors que la résistance à la fatigue du K3XF était plus élevée dans l'eau que dans l'air. La dureté des instruments après le processus de fatigue était significativement plus faible dans les K3XF que dans les instruments K3.
Tsujimoto et coll., 2014	ProFile, K3, PV, VB, K3 XF. Canal artificiel, longueur de 25 mm, avec un rayon de 3 mm et un angle de 60° à 10 mm de l'orifice du canal	Aucune différence statistiquement significative entre les K3 et K3XF.
Choi et coll., 2016	K3, K3XF et K3 traité thermiquement (K3H)	K3XF (phase R) et K3H ont montré une flexibilité accrue par rapport au K3. Le K3H a montré une résistance supérieure à la fatigue. Le K3XF a montré un NCF plus élevé que le K3, mais la différence n'était pas significative.

	Canal artificiel avec une courbure de 60° et rayon de courbure de 5 mm	

D'après ces études, la résistance à la rupture des instruments en R-phase serait augmentée par rapport aux instruments en NiTi conventionnel de même géométrie (Chang et coll., 2013 ; Ha et coll., 2013 ; Shen et coll., 2014). Cependant, l'étude de Choi et coll. (2016) a trouvé une différence non significative entre les instruments en R-phase et les instruments en NiTi conventionnel (Choi et coll., 2016). Quant à l'étude de Tsujimoto et coll. (2014), aucune différence statistiquement significative n'a été retrouvée (Tsujimoto et coll., 2014).

D'autres études ont montré une supériorité des instruments en R-phase par rapport à d'autres instruments en NiTi conventionnel de géométries différentes (Gambarini et coll., 2008b ; Testarelli et coll., 2009 ; Kim et coll., 2010b ; Rodrigues et coll., 2011 ; Bhagabati et coll., 2012 ; Bouska et coll., 2012 ; Elnaghy 2014).
Enfin, d'autres études ont montré soit une supériorité soit une équivalence entre les instruments en R-phase et ceux en NiTi conventionnel de géométries différentes (Larsen et coll., 2009 ; Bulem et coll., 2013 ; Aminsobhani et coll., 2016).

- Pour le CM-Wire

Plusieurs études comparant des instruments de même géométrie ont montré une nette supériorité du CM-Wire s'agissant de la résistance à la rupture par fatigue (Tableau 8).

Tableau 8 : Résistance à la rupture par fatigue des instruments en CM-Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel et en M-Wire de géométrie équivalente

Auteurs - Année	Instruments Modèle expérimental	Résultats - Conclusion
Shen et coll., 2011a	ProFile, Typhoon, Typhoon CM (CM-Wire), NEYY, NEYY CM (CM-Wire) Courbure artificielle de 35° avec un rayon de 8 mm et de 45° avec un rayon de 4,7 mm dans l'air à la température ambiante (23°C± 2°C).	Les instruments fabriqués à partir de CM-Wire (TYP CM et NEYYY CM) avaient un nombre de tours avant rupture plus élevé et une amplitude de déformation de surface nettement inférieure à ceux des limes en NiTi classiques de même conception. Les instruments CM-Wire ont donné un nombre plus élevé de fissures multiples (par rapport aux limes en NiTi conventionnelles).
Campbell et coll., 2014	Typhoon en NiTi et CM-Wire Simulateurs en acier inoxydable avec une courbure de 46° et un rayon de 9,5 mm à température ambiante (23°C ±2°C).	La durée de vie en fatigue des instruments CM-Wire est plus longue que celle des instruments conventionnels superélastiques en NiTi.
Pedullà et coll., 2018b	M3 Rotary, M3 Pro Gold (CM-Wire) Les essais de fatigue ont été réalisés à l'aide d'un dispositif sur mesure présentant un canal artificiel avec un angle de courbure de 60° et un rayon de courbure de 5 mm.	Les limes M3 Pro Gold présentaient une plus grande flexibilité que les limes M3. Les M3 Pro Gold ont montré une résistance à la rupture par fatigue plus élevée que le M3 Rotary.

D'après ces études, la résistance à la rupture des instruments en CM-Wire serait augmentée par rapport aux instruments en NiTi conventionnel de même géométrie (Shen et coll., 2011b ; Campbell et coll., 2014 ; Pedullà et coll., 2018b).

D’autres études ont comparé des instruments en CM-Wire et en NiTi conventionnel de géométries différentes :

- Par rapport aux instruments en NiTi conventionnel, une meilleure résistance à la rupture par fatigue des instruments en CM-Wire a été retrouvée (Shen et coll., 2011a, 2012b ; Pongione et coll., 2012 ; Braga et coll., 2014 ; Campbell et coll., 2014 ; Elnaghy 2014 ; Plotino et coll., 2014b ; Capar et coll., 2015 ; de Vasconcelos et coll., 2016 ; Topçuoğlu et coll., 2016b ; Zhao et coll., 2016 ; Alcalde et coll., 2017 ; Goo et coll., 2017 ; Elnaghy et Elsaka, 2018a).
- Par rapport aux instruments en M-Wire, les instruments en CM-Wire semblent avoir une meilleure résistance à la rupture par fatigue (Braga et coll., 2014 ; Plotino et coll., 2014b ; Capar et coll., 2015; Pedullà et coll., 2016c ; Pirani et coll., 2016 ; Silva et coll., 2016b ; Alcalde et coll., 2017 ; Goo et coll., 2017 ; AlShwaimi, 2018).
- Comparé aux instruments en R-phase, les instruments en CM-Wire auraient une résistance à la rupture par fatigue équivalente (Zhao et coll., 2016) ou inférieure (Elnaghy, 2014).

- Pour le Blue-Wire

Plusieurs études ont montré que les instruments en Blue-Wire étaient plus résistants à la rupture par fatigue que ceux en M-Wire, NiTi conventionnel et Fire-Wire de faible diamètre et de géométrie équivalente (Tableau 9).

Tableau 9 : Résistance à la rupture par fatigue des instruments en Blue-Wire par rapport aux instruments en M-Wire, NiTi conventionnel et Fire-Wire de faible diamètre et de géométrie équivalente

Auteurs - Année	Instruments et Modèle expérimental	Résultats - Conclusion
Gao et coll. 2012	PV et VB Simulateur en acier avec un angle de courbure de 90° et un rayon de 5 mm (à température ambiante).	VB et PV offraient des avantages fonctionnels par rapport au NiTi superélastique conventionnel. VB a montré une résistance à la fatigue et une flexibilité améliorée par rapport au PV.
Plotino et coll. 2014a	PV et VB Canal artificiel avec un angle de courbure de 60° et un rayon de courbure de 5 mm. Le centre de la courbure était à 5 mm de l'extrémité de l'instrument, et le segment courbé du canal mesurait environ 5 mm de longueur.	VB a montré une augmentation significative du nombre moyen de cycles jusqu'à la rupture par rapport à la même taille PV. L'alliage NiTi Blue a montré des propriétés mécaniques améliorées par rapport au NiTi M-Wire.
De-Deus et coll., 2017	Reciproc R25, RB R25. Simulateur endodontique avec un angle de courbure de 60° et un rayon de 5mm.	RB a révélé une résistance à la flexion nettement plus faible et une durée de vie en fatigue plus longue que la version originale de Reciproc.
Keskin et coll., 2017	RB, Reciproc, WaveOne Gold (WOG) Canal artificiel en acier avec un angle de courbure 60° et un rayon de 5mm	Les instruments RB R25 étaient nettement plus résistants à la rupture par fatigue que les instruments WOG et Reciproc.
Topçuoğlu et Topçuoğlu, 2017	Reciproc R25, R40 et RB R25, R40. Canal artificiel en forme de S (diamètre = 1,4 mm et longueur = 18 mm). Une courbure coronaire avec un angle de courbure de 60° et un rayon de 5 mm située à 8 mm de l'extrémité Une courbure apicale avec un angle de courbure de 70° et un rayon de 2 mm.	Les instruments RB R25 et R40 présentaient une résistance à la rupture par fatigue plus importante que les limes Reciproc R25 et R40 dans un canal artificiel en forme de S.
Inan et coll., 2019	Reciproc R25 et RB R25. À température corporelle (37 °C), canal	Les instruments RB R25 ont montré une NCF significativement plus élevée que Reciproc R25

	artificiel en acier ayant un angle de courbure de 90° et un rayon de courbure de 2 mm.	lorsqu'ils étaient testés dans une courbure apicale sévère à la température intracanalaire.
Arias et coll., 2019	VB, EdgeSequel Sapphire (Fire-Wire). Courbure en acier de 3 mm de rayon et de 60° d'angle de courbure. Tests réalisés à température ambiante (21°C) et à température corporelle (37°C)	L'immersion dans l'eau à la température du corps a été associée à une nette diminution de la durée de vie en fatigue pour tous les instruments testés. Dans l'ensemble, les instruments VB étaient significativement plus résistants à la fatigue. Les petits diamètres de VB étaient significativement plus résistants à la température ambiante alors que les grands diamètres (n° 30, n° 35 et n° 40) étaient moins résistants à la fatigue.

D'après ces études, la résistance à la rupture des instruments en Blue-Wire serait augmentée par rapport aux instruments en NiTi conventionnel, en M-Wire et en Fire-Wire (pour les faibles diamètres) de même géométrie (Gao et coll., 2012 ; Plotino et coll., 2014a ; De-Deus et coll., 2017 ; Keskin et coll., 2017 ; Topçuoğlu et Topçuoğlu 2017 ; Arias et coll., 2019 ; Inan et coll., 2019).

D'autres études ont confronté des instruments d'alliages et de géométries différentes :

- Par rapport aux instruments en NiTi conventionnel, la résistance à la rupture par fatigue des instruments en Blue-Wire est supérieure (Nguyen et coll., 2014 ; de Vasconcelos et coll., 2016 ; Gündoğar et Özyürek, 2017 ; Elnaghy et Elsaka, 2018a).
- Par rapport aux instruments en R-phase, la résistance à la rupture par fatigue des instruments en Blue-Wire est supérieure (Tsujimoto et coll., 2014).
- Pour ce qui est de la comparaison avec les instruments en CM-Wire, les résultats sont inhomogènes, une résistance à la rupture par fatigue peut être supérieure pour le M-Wire (Özyürek et coll., 2018), inférieure (Gündoğar et Özyürek, 2017 ; Alcalde et coll., 2018 ; Silva et coll., 2018c) ou encore sans différence significative (de Vasconcelos et coll., 2016 ; Elnaghy et Elsaka 2018a).

- Pour le Gold-Wire

Plusieurs études ont comparé la rupture par fatigue de plusieurs instruments en Gold-Wire avec d'autres instruments de même géométrie et d'alliages différents (NiTi conventionnel, Fire-Wire) (Tableau10).

Tableau 10 : Résistance à la rupture par fatigue des instruments Gold-Wire par rapport au NiTi conventionnel et au Fire-Wire de géométrie équivalente

Auteurs - Année	Instruments Modèle expérimental	Résultats -conclusion
Uygun et coll., 2016	PTG, PTN et PTU. Simulateur en acier ayant un diamètre de 1,5 mm, un angle de courbure de 60° et un rayon de 3 mm.	À 5 mm de l'extrémité, les instruments PTG ont démontré les meilleures performances en termes de résistance à la fatigue. Les instruments PTN présentaient une résistance à la rupture par fatigue supérieure à celle des instruments PTU à tous les niveaux (PTG > PTN > PTU). À 8 mm de l'extrémité, les instruments PTG avaient les meilleures performances en termes de résistance à la fatigue, mais aucune différence significative n'a été trouvée entre les instruments PTG et PTN (PTG≥ PTN> PTU).
Hieawy et coll., 2015	PTU et PTG. Canal artificiel avec un angle de courbure de 40° et 6mm de rayon.	Les instruments PTG étaient beaucoup plus souples et résistants à la fatigue que les PTU. La durée de vie en fatigue des limes S1 et S2 était significativement plus longue que celle des limes de plus grande taille F1 à F3.
Kaval et coll., 2016	HyFlex EDM (HEDM), PTG F2 et PTU F2 Canal artificiel en acier présentant un diamètre de 1,5 mm, un angle de courbure de 60°et un rayon de 3 mm.	Bien que les PTG et les PTU aient une conception transversale similaire. Les instruments PTG présentaient une résistance à la fatigue et à la torsion plus élevée que les instruments PTU.
Plotino et coll., 2017	PTU et PTG Canal artificiel avec un angle de courbure de 60° et 5 mm de rayon de courbure. Tests réalisés à température ambiante 20°C et à	Le traitement thermique Gold augmente la résistance à la fatigue par rapport à l'alliage NiTi traditionnel des limes ProTaper pour les deux tailles testées (S1 et F2).

	température corporelle env. 35°C	
Jamleh et coll., 2019	EdgeTaper Platinum (ETP) (Fire-Wire), et PTG. Simulateur présentant un angle de courbure de 60° et un rayon de courbure de 5 mm. Tests réalisés à 35°C.	Dans le test de fatigue, l'ETP a eu une résistance supérieure de 50% par rapport à PTG.

D'après ces études, la résistance à la rupture des instruments en Gold-Wire serait supérieure par rapport aux instruments en NiTi conventionnel mais inférieure par rapport aux instruments en Fire-Wire de même géométrie (Hieawy et coll., 2015 ; Kaval et coll., 2016 ; Uygun et coll., 2016 ; Plotino et coll., 2017 ; Jamleh et coll., 2019).

Concernant les instruments d'alliages et de géométries différentes les résultats ne sont pas homogènes :

- Par rapport aux instruments en CM-Wire, les instruments en Gold-Wire seraient moins résistants à la rupture par fatigue (Kaval et coll., 2016 ; Gündoğar et Özyürek, 2017 ; Menezes et coll., 2017 ; Alcalde et coll., 2018 ; Silva et coll., 2018c). Cependant le WaveOne Gold aurait une résistance à la rupture par fatigue supérieure au WaveOne (Özyürek, 2016 ; Adıgüzel et Capar, 2017 ; Topçuoğlu et coll., 2017 ; Uslu et coll., 2018b). Les résultats ne montrent pas de différence significative avec le Reciproc (Özyürek, 2016 ; Keskin et coll., 2017 ; Topçuoğlu et coll., 2017).
- Concernant les instruments en Blue-Wire, le Reciproc Blue serait plus résistant à la rupture par fatigue que le WaveOne Gold (Gündoğar et Özyürek, 2017 ; Keskin et coll., 2017 ; Alcalde et coll., 2018 ; Özyürek et coll., 2018 ; Silva et coll., 2018c).

- Pour le C•Wire

L'étude de Staffoli et coll., (2019), est la seule étude évaluant la résistance à la rupture par fatigue du OneShape nouvelle génération (OSNG) en NiTi conventionnel et du One Curve (OC) en C•Wire, tous deux ayant la même géométrie instrumentale (Tableau 11).

Tableau 11 : Résistance à la rupture par fatigue des instruments en C•Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel de géométrie équivalente

Auteur - Année	Instruments Modèle expérimental	Résultats - Conclusion
Staffoli et coll., 2019	OneShape (OS), OneShape nouvelle génération (OSNG) et One Curve (OC) Canal artificiel d'un rayon de courbure de 5 mm et d'un angle de courbure de 60°. Étude réalisée à 0°, 20° et 35°C.	Les instruments OC étaient nettement plus résistants à la rupture par fatigue que les instruments OS et OSNG à toutes les températures testées. La résistance à la fatigue des instruments était nettement plus élevée lorsque la température ambiante diminuait.

D'après cette étude, la résistance à la rupture des instruments en C•Wire serait augmentée par rapport aux instruments en NiTi conventionnel (Staffoli et coll., 2019).

D'autres études ont confronté des instruments en C•Wire avec d'autres instruments de géométrie et d'alliage différents :

- Par rapport au OneShape (NiTi conventionnel), le One Curve (C•Wire) serait plus résistant à la rupture par fatigue (Ertuğrul, 2019 ; Serafin et coll., 2019).
- Par rapport au ProFile Vortex (M-Wire), le One Curve (C•Wire) serait plus résistant à la rupture par fatigue (Elnaghy et Elsaka, 2018b).
- Par rapport au Vortex Blue (Blue-wire), le One Curve aurait une résistance à la rupture par fatigue inférieure (Elnaghy et Elsaka, 2018b).
- Par rapport au 2Shape (T•Wire), le One Curve aurait une résistance à la rupture par fatigue équivalente (Elnaghy et Elsaka, 2018b).

- Pour le T•Wire

À ce jour, Aucune étude comparant le 2Shape traité thermiquement à un 2Shape non traité thermiquement a été retrouvée dans la littérature.

Cependant, plusieurs études ont comparé le 2Shape (TS) à d'autres instruments d'alliage et de géométries différents :

- Uslu et coll., (2018) ont montré que le TS était plus résistant à la rupture par fatigue que le Twisted File (R-phase) et l'EndoSequence Xpress (NiTi conventionnel) (Uslu et coll., 2018a).
- Elnaghy et Elsaka (2018) ont montré que le 2shape (T•Wire) avait une meilleure résistance à la fatigue que le ProFile Vortex et le Reciproc (M-Wire), équivalente avec le One Curve (C•Wire) et inférieure au Vortex Blue (Blue-Wire) (Elnaghy et Elsaka, 2018b).
- Dans une autre étude, Elnaghy et Elsaka ont montré que le 2Shape avait une résistance à la rupture par fatigue inférieure à celle du One Curve, équivalente au ProFile Vortex et supérieure au OneShape (Elnaghy et Elsaka, 2019).
- Enfin, une autre étude a montré que le nombre de cycles jusqu'à la rupture pour HyFlex EDM était supérieur à celui de TS. Dans un canal courbe à 45°, la résistance à la rupture par fatigue du 2Shape était inférieure au Reciproc Blue et à l'HyFlex EDM mais supérieure au WaveOne Gold. Dans un canal à 90° la résistance à la rupture par fatigue du 2Shape était inférieure au Reciproc Blue mais équivalente à l'HyFlex EDM et au WaveOne Gold (Özyürek et coll., 2018).

- Pour le MaxWire

À ce jour, Aucune étude comparant le XP-Endo Shaper (XPS) traité thermiquement à un XP-Endo Shaper non traité thermiquement a été retrouvée dans la littérature.

Cependant, plusieurs auteurs ont comparé l'instrument XPS en MaxWire à d'autres instruments d'alliage et de géométries différents :

- Les résultats montrent que le XPS présente une résistance à la rupture par fatigue supérieure par rapport aux instruments Race & iRace (NiTi conventionnel), FlexMaster (NiTi conventionnel), K3XF (R-phase), Profile Vortex (M-Wire), HyFlex CM (CM-Wire), Vortex Blue (Blue-Wire), ProTaper Gold (Gold-Wire) et TRUShape (traitement thermique non spécifié) (Adiguzel et coll., 2018 ; Elnaghy et Elsaka, 2018a, 2018c ; Keskin et coll., 2018 ; Silva et coll., 2018b).

Si ces différences peuvent s'expliquer par la nature du traitement thermique MaxWire, le design instrumental joue certainement également un rôle significatif. Des études complémentaires testant des instruments à géométrie équivalente seraient donc nécessaires.

- Dans les canaux à double courbure

Dans la littérature, il existe peu d'informations sur la résistance à la rupture par fatigue des instruments NiTi pendant la préparation des canaux en forme de « S ». Toutefois, certaines études ont démontré que la résistance à la fatigue des limes NiTi dans les canaux à double courbure était plus faible que dans les canaux à simple courbure (Al-Sudani et coll., 2012; Duke et coll., 2015). Théoriquement, la distribution des contraintes sur la lime dans la deuxième courbure (apicale) est plus importante que dans la première courbure (coronaire). En outre, dans la plupart des cas, il est difficile de détecter ces courbures sur une radiographie bidimensionnelle (Al-Sudani et coll., 2012).

Al-sudani et coll. (2012), ont comparé *in vitro* la résistance à la rupture par fatigue du ProFile (NiTi conventionnel) et du ProFile Vortex (M-Wire). Les résultats ont montré une différence significative au niveau d'une courbure unique mais un résultat identique au niveau d'une double courbure (Al-Sudani et coll., 2012). Cependant, ces résultats sont cliniquement peu pertinents dans la mesure où la géométrie diffère entre le Profile et le Profile Vortex et par le peu de différence de cycles jusqu'à la fracture (NCF) entre ces deux instruments.

Le Tableau 12 rapporte les résultats de différentes études confrontant la résistance à la rupture par fatigue des instruments traités thermiquement dans les canaux à double courbure par rapport à d'autres instruments de géométrie équivalente.

Tableau 12 : Résistance à la rupture par fatigue d'instruments en NiTi traités thermiquement de géométrie équivalente, dans les canaux à double courbure

Auteurs - Année	Instruments Modèle expérimental	Résultats- Conclusion
Duke et coll., 2015	PV et VB. Simulateur avec une seule courbure (60° de courbure avec un rayon de 5 mm) et 2 simulateurs différents avec deux courbures : Première courbe de 60° avec un rayon de 5 mm. Deuxième courbure (apicale) de 30° avec un rayon de 2 mm ou de 60° de courbure toujours avec et rayon de 2 mm.	Le VB a montré une meilleure résistance à la rupture par fatigue dans la simple courbure. Aucune différence significative n'a été retrouvée dans les canaux à double courbure.
Topçuoğlu et Topçuoğlu, 2017	Reciproc et Reciproc blue, (R25 et R40). Canal artificiel en forme de S (diamètre = 1,4 mm et longueur = 18 mm) avec 2 courbures. Première courbe de 60° avec un rayon de 5 mm. Deuxième courbure (apicale) de 70° avec un rayon de 2 mm.	Les RB R25 et R40 présentaient une résistance à la rupture plus importante que les Reciproc R25 et R40 dans un canal artificiel en forme de S.
Elnaghy et Elsaka, 2018b	OneCurve (OC), 2Shape (TS), Vortex Blue (VB), ProFile Vortex (PV) et RaCe (RC). 1 simulateur avec une seule courbure (60° de courbure avec un rayon de 5 mm) et 1 simulateur avec deux courbures : Première courbe de 60° avec un rayon de 5 mm. Deuxième courbure (apicale) de 70° avec un rayon de 2 mm. Les tests ont été réalisés dans une solution saline à 37°C ± 1°C	Le VB a montré une plus grande résistance à la rupture par fatigue que les instruments OC, TS, PV et RC dans les canaux à simple et double courbure. Les OC et TS présentaient une plus grande résistance à la fatigue que les instruments PV et RC. La résistance à la fatigue de l'alliage NiTi traité thermiquement était supérieure à celle des instruments NiTi conventionnels.
Al-Obaida et coll., 2019	WaveOne, WaveOne Gold, Reciproc, Reciproc Blue (RB) et TF Adaptative. 1 simulateur avec une seule courbure (60° de courbure avec un rayon de 5 mm) et 1 simulateur avec deux courbures : Première courbe de 60° avec un rayon de 6 mm. Deuxième courbure (apicale) de 70° avec un rayon de 2 mm.	Les instruments RB ont montré une résistance à la rupture par fatigue significativement plus élevée et donc une résistance à la rupture supérieure aux autres instruments testés.
Algahtani et coll., 2019	PTU et PTG Simulateur (céramique) avec une seule courbure (60° de courbure avec un rayon de 5 mm) et un simulateur avec deux courbures : Première courbe de 60° avec un rayon de 5 mm. Deuxième courbure (apicale) de 30° avec un rayon de 2 mm. Les	La résistance à la fatigue du PTG était meilleure que celle de la PTU pour les canaux simples et doubles courbures.

	essais ont été réalisés dans du NaOCl à 5% et d'eau distillée à la température du corps (37 °C).	

D’après les études présentes dans le Tableau 12, le Blue-Wire augmenterait la résistance des instruments à la rupture par fatigue dans les canaux à double courbure par rapport au M-Wire (Duke et coll., 2015 ; Topçuoğlu et Topçuoğlu, 2017 ; Elnaghy et Elsaka, 2018b ; Al-Obaida et coll., 2019). De même, le Gold-Wire augmenterait la résistance à la rupture par fatigue des instruments dans les canaux à double courbures par rapport au NiTi conventionnel (Algahtani et coll. 2019).

Concernant les instruments d’alliages, de géométries et de mouvements différents :

- Le Vortex Blue (Blue-Wire) a montré une résistance à la rupture par fatigue accrue par rapport au One Curve (C•Wire), 2Shape (T•Wire), ProFile Vortex et Reciproc (M-Wire) (Elnaghy et Elsaka 2018b).
- L’HyFlex CM (CM-Wire) et la TruNatomy ont montré une résistance à la fatigue supérieure au Vortex Blue et au RaCe (NiTi conventionnel) dans les canaux à simple et à double courbures (Elnaghy et coll., 2020).
- La résistance à la rupture par fatigue du TRUShape serait supérieure à celle du ProFile (NiTi conventionnel) et du Vortex Blue (Blue-Wire) dans les canaux à double courbure (Shen et coll., 2016).
- Le ProTaper Next (M-Wire) serait moins résistant à la rupture par fatigue à température ambiante que le One Curve, l’EdgeFile (Fire-Wire) et l’HyFlex CM. Par ailleurs, à température corporelle, le One Curve et l’EdgeFile ont présenté des résultats supérieurs à l’HyFlex CM s’agissant de la résistance à la fatigue (Topçuoğlu et coll., 2019).
- Le Reciproc Blue serait plus résistant à la rupture par fatigue que le Reciproc (M-Wire), le WaveOne Gold Primary (Gold-Wire), le WaveOne Primary (M-Wire), et le TF Adaptive (R-phase) (Al-Obaida et coll., 2019).
- Dans une autre étude évaluant la résistance à la fatigue d’instruments à conicité réduite au sein de canaux à double courbure (à température corporelle), le VDW.Rotate et l’HyFlex CM présentaient une meilleure

résistance à la rupture par fatigue que les 2Shape et TruNatomy (Uslu, 2020).

- Influence de la corrosion

Un facteur supplémentaire pouvant limiter la résistance des limes NiTi à la rupture par fatigue est la corrosion (O'Hoy et coll., 2003). Le NaOCl utilisé comme irrigant de choix en endodontie peut engendrer une élimination sélective du nickel de la surface de l'instrument et provoquer ainsi des « micro-piqûres » (Sarkar et coll., 1983), affectant, potentiellement, négativement les propriétés physiques et mécaniques des limes NiTi (Peters et coll., 2007). Une analyse par spectrométrie de dispersion d'énergie des surfaces des instruments HyFlex CM et Twisted File après immersion dans du NaOCl et stérilisation à 3 reprises a révélé une quantité d'oxygène plus élevée et une quantité de nickel moins importante sur la surface des limes HyFlex CM. Ceci s'explique par l'existence d'un revêtement d'oxyde sur les instruments à mémoire de forme comme l'HyFlex CM (Pereira et coll., 2018). Cette couche d'oxyde réduit la quantité de nickel sur la surface de l'instrument en la recouvrant et permet l'augmentation de la résistance à la corrosion par rapport aux limes conventionnels, M-Wire ou R-phase (Pereira et coll. 2018). Cependant, dans l'étude de Pedullà et coll., (2018), l'immersion dans le NaOCl n'a pas réduit de façon significative la résistance à la fatigue des instruments NiTi testés [Twisted File (R-phase) et HyFlex CM (CM-Wire)] (Pedullà et coll. 2018a). De même, Cai et coll., (2017) ont trouvé le même résultat pour l'HyFlex et le M3, mais la couche superficielle était plus rugueuse après immersion dans le NaOCl pour le M3 que pour l'HyFlex (Cai et coll., 2017). De plus, dans l'étude d'Ertugrul (2019), la résistance à la rupture par fatigue du ProTaper Gold avec traitement thermique Gold-Wire était significativement plus élevée que celle du ProTaper Universel. La résistance à la rupture par fatigue du ProTaper Universel immergé dans la solution de NaOCl a diminué, alors que la résistance du ProTaper Gold n'a pas été affectée (Ertugrul 2019).

- Test de flexion en situation anatomique

Peters et Paqué ont constaté que le transport canalaire était plus prononcé lors de la mise en forme de canaux étroits et courbés, à l'image de la zone distale des racines mésiales des molaires mandibulaires, zone propice à la perforation lors de l'instrumentation (Rhodes et coll., 1999). Le succès du traitement canalaire est directement lié au nettoyage et la préparation corrects de la partie apicale (Antunes et coll., 2015). Il faut souligner que le transport apical du canal favorise la persistance de micro-organismes et de tissus résiduels sur les parois dentinaires, compromettant de fait la désinfection optimale du système canalaire (Wu et coll., 2000). Ainsi, un transport apical supérieur à 0,3 mm devrait être considéré comme pouvant avoir un impact négatif sur le pronostic clinique du traitement (Lim et Stock, 1987). En revanche, des transports apicaux n'excédant pas 0,15 mm peuvent être considérés comme acceptables (Peters, 2004).

L'amélioration de la flexibilité des instruments endodontiques en NiTi réduirait les erreurs iatrogènes résultant du transport canalaire ; en parallèle, l'efficacité et la sécurité du traitement canalaire augmenteraient par rapport aux instruments en Al (Glosson et coll., 1995 ; Gambarini, 2001), en particulier dans les canaux étroits et courbés (Thompson et Dummer, 1997 ; Schafer et Lohmann, 2002).

Dans la littérature, de nombreuses études ont démontré la capacité des instruments NiTi traités thermiquement à générer des préparations avec de faibles valeurs de transport au niveau apical (Bürklein et coll., 2014 ; Marceliano-Alves et coll., 2015 ; Saber et coll., 2015 ; Silva et coll. 2017 ; Pinheiro et coll., 2018). Malgré le traitement de l'alliage, des facteurs tels que le nombre d'instruments, la section transversale, le potentiel de cisaillement, la conicité, la vitesse et le couple d'entraînement semblent influencer ces résultats. Plusieurs études se sont appuyées sur la comparaison des systèmes d'instrumentation, non seulement en ce qui concerne le type de matériau, mais aussi la conception de l'instrument, ce qui peut dès lors entraîner des confusions dans la comparaison des résultats (Berutti et coll., 2012 ; Bürklein et coll., 2012, 2014 ; Yamamura et coll., 2012 ; Marzouk et Ghoneim, 2013 ; Zhao et coll., 2013, 2014 ; Capar et coll., 2014b ; Saber et coll., 2015 ; da Silva Limoeiro et coll., 2016).

- Pour le M-Wire

Selon nos critères de recherche, nous n'avons trouvé aucune étude comparant le respect du trajet canalaire des instruments en M-wire à d'autres instruments en NiTi conventionnel.

- Pour le R-phase

Par rapport au NiTi conventionnel, le R-phase a une capacité similaire à maintenir une préparation centrée avec un transport apical minimal (Olivieri et coll., 2014 ; Almeida et coll., 2015) (Tableau 13).

Tableau 13 : Respect du trajet canalaire des instruments en R-phase par rapport aux instruments en NiTi conventionnel de géométrie équivalente

Auteurs - Année	Instruments Modèle expérimental	Résultats - Conclusion
Olivieri et coll., 2014	K3 et K3XF Canaux mésiaux courbes de premières molaires mandibulaires. Seules les dents dont l'angle de courbure était compris entre 20° et 35° et dont le rayon de courbure était compris entre 4 et 9 mm ont été incluses.	Pour les systèmes K3 et K3XF le transport apical était minimal, même avec des instruments de gros diamètres. L'analyse de la variance n'a révélé aucune différence significative entre les K3 et K3XF en ce qui concerne les rayons et l'angle de courbure. Les changements dans le transport apical et la perte de LT n'étaient pas statistiquement significativement différents.
Almeida et coll., 2015	K3 et K3XF Molaires mandibulaires matures ayant un angle de courbure de la racine allant jusqu'à 25°	Les systèmes K3 et K3XF présentaient une capacité similaire à maintenir une préparation centrée. Le traitement thermique de l'alliage NiTi des instruments endodontiques n'a pas influencé la géométrie des canaux radiculaires concernant le volume, la surface et l'aspect transversal après l'instrumentation. Les deux instruments ont montré des valeurs réduites de transports apicaux, sans différence significative entre les groupes évalués.

D'après ces études, le trajet canalaire lors de l'utilisation des instruments en R-phase serait davantage respecté par rapport aux instruments en NiTi conventionnel (Olivieri et coll., 2014 ; Almeida et coll., 2015).

- Pour le CM-Wire

Selon nos critères de recherche, seules des études comparant des instruments en CM-Wire avec d'autres instruments de géométrie, traitement thermique et dynamique instrumentale différents ont pu être retrouvées :

- Zhao et coll. (2013) ont démontré dans leur étude que l'HyFlex CM (CM-Wire) et les Twisted Files (R-phase) avaient produit moins de transports apicaux que le K3 (NiTi conventionnel) (Zhao et coll., 2013)
- Bürklein et coll. (2014) ont trouvé que l'HyFlex CM et le Mtwo (NiTi conventionnel) maintenaient mieux la trajectoire canalaire que le Revo-S (NiTi conventionnel) (Bürklein et coll., 2014).
- Saber et coll. (2015) ont observé un transport apical similaire entre le iRace (NiTi conventionnel), le ProTaper Next (M-Wire) et l'HyFlex CM. Cependant le ProTaper Next maintenait mieux la trajectoire canalaire que l'HyFlex CM et l'iRace (Saber et coll., 2015).
- Venino et coll. (2017) ont trouvé un meilleur maintien de la trajectoire canalaire et un transport apical réduit pour l'HyFlex EDM par rapport au ProTaper Next (Venino et coll., 2017).
- Kishore et coll. (2017) ont trouvé un meilleur maintien de la trajectoire canalaire et un transport apical réduit pour HyFlex CM par rapport à TF et au WaveOne (Kishore et coll., 2017).
- Ozyürek et coll. (2017) ont trouvé un meilleur maintien de la trajectoire canalaire pour HyFlex EDM et WaveOne Gold (Gold-Wire) par rapport au Reciproc (M-Wire) (Özyürek et coll., 2017a).
- Gu et coll. (2017) ont étudié la performance de divers instruments en NiTi traités thermiquement (Twisted File - phase R, WaveOne - M-Wire, HyFlex CM ou V Taper 2H - CM-Wire) dans des canaux artificiels en résine en forme de S. Tous les instruments testés ont causé plus de transport au niveau coronaire à l'exception des instruments Twisted Files pour lesquels le transport apical était plus élevé. Parmi les instruments NiTi traités thermiquement, les instruments en alliage CM-Wire ont généré les préparations les plus favorables. Le transport apical des canaux en résine

en forme de S était principalement influencé par le type d'alliage (Gu et coll., 2017).

- Pour le Blue-Wire

Plusieurs études rapportent des résultats inhomogènes concernant le transport apical des instruments en Blue-Wire (Tableau 14).

Tableau 14 : Respect du trajet canalaire des instruments en Blue-Wire par rapport aux instruments en M-Wire de géométrie équivalente

Auteurs - Année	Instruments Modèle expérimental	Résultats - Conclusion
Hu et coll., 2014	ProFile ISO, PV et VB. Racines mésio-vestibulaires provenant de molaires maxillaires et mandibulaires extraites.	Aucune différence statistiquement significative n'a été observée entre les groupes concernant le transport apical.
Hofmann, 2019	Reciproc et RB. Racines mésio-vestibulaires de molaires maxillaires et mandibulaires extraites.	Les instruments traités thermiquement RB ont mieux respecté la courbure du canalaire que les instruments Reciproc.
Bürklein et coll., 2019	Reciproc, RB, WO et WOG Dents dont le rayon de courbure est compris entre 3,1 et 8,5 mm et dont l'angle de courbure est compris entre 25° et 35°	Les instruments traités thermiquement avec la technique Gold ou Blue n'ont pas été associés à une amélioration des capacités de préparation. Tous les systèmes de mise en forme testés permettaient une conservation de la courbure du canal radiculaire.
Filizola de Oliveira et coll., 2019	Reciproc, RB, PTN, TRS Racines mésiales de molaires mandibulaires à forte courbure de dimensions morphologiques similaires	La comparaison entre les groupes a montré que, pour le tiers cervical, les groupes Reciproc et RB avaient significativement plus de transport que les groupes PTN et TRS. Quant au tiers apical, aucune différence statistiquement significative entre les groupes n'a été observée.
Pacheco-Yanes et coll., 2019	Reciproc, RB, et XPS Blocs de résine (Endo Training Blocks ; Dentsply/Maillefer, Ballaigues, Suisse) avec des canaux simulés de taille ISO n° 15, 2% de conicité à angle de 40° et à courbure unique, d'une longueur de 19 mm.	Le XPS a montré un meilleur centrage de la préparation du canal que le Reciproc et le RB aux différents niveaux testés. Le Reciproc a supprimé une quantité de résine provenant de la paroi extérieure supérieure à celle du RB et de l'XPS.

D’après certaines de ces études, le trajet canalaire serait davantage respecté lors de l’utilisation des instruments en Blue-Wire par rapport aux instruments en M-Wire (Filizola de Oliveira et coll., 2019 ; Hofmann, 2019 ; Pacheco-Yanes et coll., 2019). Cependant, deux de ces études n’ont pas retrouvé d’amélioration s’agissant de la préparation canalaire avec les instruments en Blue-Wire par rapport aux instruments en M-Wire (Hu et coll., 2014 ; Bürklein et coll., 2019).

- Pour le Gold-Wire

Bien que les PTU et les PTG partagent des conceptions géométriques identiques, ils sont fabriqués à partir d'alliages différents. Le Gold-Wire amélioré grâce à une technologie de traitement thermique exclusive, confère une force de rappel réduite aux instruments (Pongione et coll., 2012 ; Pérez-Higueras et coll., 2014; Hieawy et coll., 2015).

Le Tableau 15 rapporte les résultats de différentes études confrontant le respect du trajet canalaire des instruments en Gold-Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel de géométrie équivalente.

Tableau 15 : Respect du trajet canalaire des instruments en Gold-Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel de géométrie équivalente

Auteurs - Année	Instruments Modèle expérimental	Résultats- Conclusion
Gagliardi et coll., 2015	PTU, PTN et PTG Premières molaires mandibulaires permanentes avec 2 canaux mésiaux modérément courbés (25°-35°)	Les limes PTN et PTG ont engendré moins de transport canalaire.
Silva et coll., 2016a	PTU et PTG. Canaux radiculaires courbes simulés dans des blocs en résine transparente (Endo Training Blocks ISO 15, Dentsply Maillefer), avec une conicité de 2%, un rayon de courbure de 10 mm, un angle de courbure de 60° et une longueur de 17 mm.	Le système PTG a produit globalement moins de transport canalaire que le système PTU.

D’après ces études, le trajet canalaire serait davantage respecté lors de l’utilisation des instruments en Gold-Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel (Gagliardi et coll., 2015 ; Silva et coll., 2016a).

- Pour le T•Wire

Selon nos critères de recherche, nous n'avons pas relevé d'études dans la littérature comparant les instruments en T•Wire aux instruments en NiTi conventionnel de même géométrie.

Cependant, Staffoli et coll. (2018) ont montré que le ProTaper Next (NiTi conventionnel) et le 2Shape étaient à l'origine d'un léger transport canalaire en particulier dans le tiers apical mais qu'il n'y avait pas de différence significative entre les deux systèmes (Staffoli et coll., 2018).

- Pour le MaxWire

Selon nos critères de recherche, nous n'avons pas relevé d'études dans la littérature comparant les instruments en MaxWire aux instruments en NiTi conventionnel de même géométrie, essentiellement liés au fait de la géométrie unique de l'instrument XP-Endo Shaper.

D'autres études comparant différents types d'instruments de géométries différentes ont cependant été retrouvées dans la littérature internationale :

- Arıcan Öztürk et coll. (2020) ont montré que le XPS générait moins de transports apicaux et qu'il avait une meilleure capacité de centrage par rapport au PTN (Arıcan Öztürk et coll., 2020).
- Pacheco-Yanes et coll. (2019) ont trouvé que le XPS avait une capacité à centrer la préparation canalaire plus élevée que le Reciproc et le Reciproc Blue (Pacheco-Yanes et coll., 2019).

- Pour le C•Wire

Selon nos critères de recherche, nous n'avons pas relevé d'études dans la littérature comparant les instruments en C•Wire aux instruments en NiTi conventionnel de même géométrie.

D'autres études comparant différents types d'instruments de géométries différentes ont cependant été retrouvées dans la littérature internationale :

- D'après Ghoneim (2019), le One Curve aurait une meilleure capacité de centrage que le OneShape. Cependant, cette différence n'apparaît pas comme significative (Ghoneim, 2019).
- D'après l'étude de Razcha et coll. (2020) les instruments HyFlex CM, HyFlex EDM, WaveOne Gold et One Curve ont permis la préparation de canaux radiculaires en toute sécurité avec un transport canalaire minimal et des préparations relativement centrées. En termes de transport canalaire, l' HyFlex a obtenu de meilleurs résultats que le WaveOne Gold au niveau apical et de meilleurs résultats que le WaveOne Gold et le OneCurve au niveau coronaire (Razcha et coll., 2020).

- Rupture par torsion

La rupture par torsion, ou défaillance torsionnelle, est caractérisée par une charge de torsion et un angle de rotation maximum. Elle se produit lorsque la pointe de l'instrument est bloquée dans le canal alors que l'instrument est toujours en mouvement (Peters et Barbakow, 2002 ; Martin et coll., 2003 ; Kim et coll., 2012a). La résistance à la torsion indique la capacité de l'instrument à se déformer avant la rupture (Ninan et Berzins, 2013 ; Pereira et coll., 2015 ; Pedullà et coll., 2016a). Ainsi, si le couple de rotation dépasse la limite élastique de l'alliage, la lime se déforme plastiquement. Si la contrainte est maintenue, elle provoque la rupture de la lime (Keskin et coll., 2017).

L'angle de distorsion révèle la déformation plastique de l'instrument avant la rupture (Elnaghy et Elsaka, 2015). Les implications cliniques d'un angle de rotation élevé avant rupture, comme pour les instruments en NiTi CM-Wire, fournissent aux cliniciens une indication précieuse quant à une rupture par torsion imminente (Ninan et Berzins, 2013). Plusieurs auteurs ont rapporté que l'angle de distorsion avant la rupture était le paramètre le plus important (Seto et coll., 1990 ; Wolcott et Himel, 1997 ; Lopes et coll., 2011). Ces déformations sont associées à une zone lisse caractéristique (Parashos et Messer, 2006 ; Campbell et coll., 2014 ; Lo Savio et coll., 2016) (Figure 15). Des microvides ovoïdes sont généralement visibles le long des instruments rompus en torsion. Il a été rapporté qu'une charge de torsion répétitive réduisait la résistance à la torsion et l'angle de rotation d'un instrument endodontique (Ha et coll., 2015).



Figure 15 : Rupture par phénomène de torsion (d'après Coltène, 2016)

Plusieurs variables telles que la nature de l'alliage, la taille de l'instrument, la conicité, la section transversale et les techniques de fabrication affectent les performances cliniques des limes endodontiques et leur résistance à la torsion (Gao et coll., 2010 ; Shen et coll., 2013c ; Elnaghy et Elsaka, 2015). Par ailleurs, le risque de rupture en torsion des instruments en NiTi serait augmenté par les aires de la section transversale plutôt que par l'aire centrale du noyau (Baek et coll., 2011).

- Pour le M-Wire

Dans une étude de Santos et coll., (2016), l'angle de distorsion des instruments en M-Wire était plus grand que celui des instruments en NiTi conventionnel. Ils ajoutent qu'un instrument flexible aura généralement une résistance à la rupture par torsion faible (Santos et coll., 2016).

Le Tableau 16 rapporte les résultats de différentes études confrontant le comportement en torsion des instruments en M-Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel de géométrie équivalente.

Tableau 16 : Comportement en torsion des instruments en M-Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel et en acier inoxydable de géométrie équivalente

Auteurs - Année	Instruments	Résultats - Conclusion
Johnson et coll., 2008	ProFile en M-Wire et ProFile NiTi conventionnel	Le ProFile en M-Wire présentait un torque avant la rupture inférieur mais un angle de distorsion plus grand par rapport au ProFile en NiTi conventionnel. Le M-Wire permet de maintenir une résistance à la torsion comparable à celle du NiTi-conventionnel.
Gao et coll., 2012	ProFile, PV et VB, Acier et NiTi conventionnel	Le torque maximal avant la rupture était similaire entre le Blue-Wire et le NiTi conventionnel mais inférieur au M-Wire et à l'acier. Le Blue-Wire présentait l'angle de distorsion le plus important à la rupture, tandis que l'acier, le NiTi conventionnel et le M-Wire ne présentaient aucune différence significative en termes de degré de rotation.

Ces résultats peu homogènes empêchent de conclure à une supériorité de la résistance à la rupture par torsion des instruments d'un alliage par rapport à l'autre.

Concernant la comparaison entre les instruments en M-Wire et les instruments d'alliages, de géométries et de mouvements différents, plusieurs études montrent un angle de distorsion similaire entre les instruments en M-Wire et en NiTi conventionnel. En revanche, les études sont en désaccord concernant le torque maximal avant rupture (Kell et coll., 2009 ; Kramkowski et Bahcall, 2009 ; da Cunha Peixoto et coll., 2010 ; Wycoff et Berzins, 2012 ; Lopes et coll., 2013 ;

Ninan et Berzins, 2013 ; Montalvão et coll., 2014 ; Pereira et coll., 2015 ; Alcalde et coll., 2017).

- Pour le R-phase

Le Tableau 17 rapporte les résultats de différentes études confrontant le comportement en torsion des instruments en R-phase par rapport aux instruments en NiTi conventionnel de géométrie équivalente.

Tableau 17: Comportement en torsion des instruments en R-phase par rapport aux instruments en NiTi conventionnel de géométrie équivalente

Année - Auteur	Instruments	Résultats - Conclusion
Ha et coll., 2013	K3XF et K3	Les instruments en 6% de conicité ont une résistance à la torsion maximale et un torque significativement plus élevé que les instruments en 4% de conicité. Aucune différence significative en termes de résistance à la torsion n'a été constatée entre les deux alliages lorsqu'ils ont été comparés.
Shen et coll., 2013b	K3 et K3XF	Aucune différence significative entre les instruments de taille 25/.04 et de taille 40/.04 concernant la valeur du couple et l'angle de rotation pour K3 et K3XF. Les instruments en 40/.04 ont cependant montré une meilleure résistance que les instruments en 25/.04. La valeur du couple et l'angle de rotation de K3XF étaient similaires à ceux des instruments K3.
Lopes et coll., 2013	K3, Revo-S, PV et K3XF	Un angle de rotation supérieur et un torque similaire avant la rupture par torsion du K3XF par rapport au K3 ont été mis en évidence.
Choi et coll., 2016	K3, K3XF, K3 expérimental traité thermiquement (K3H)	La résistance à la torsion était supérieure pour K3XF (K3XF>K3>K3H), mais sans différence significative. L'angle de rotation à la rupture de K3XF était plus élevé que celui de K3. La différence d'angle de rotation à la rupture n'était pas significative entre K3XF et K3H et entre K3H et K3.

Ces résultats peu homogènes ne permettent pas de conclure à une supériorité de la résistance à la rupture par torsion des instruments d’un alliage par rapport à l’autre.

Concernant la comparaison des instruments en R-phase par rapport aux instruments d'alliages et de géométries différents, peu d'informations sont retrouvées dans la littérature :

- Par rapport aux instruments en NiTi conventionnel, les instruments en R-phase ont un angle de distorsion supérieur mais un torque maximal inférieur avant rupture (Park et coll., 2010 ; Yum et coll., 2011 ; Wycoff et Berzins, 2012).

- Par rapport aux instruments en M-Wire, les études montrent un torque avant rupture plus faible pour le R-phase (Casper et coll., 2011 ; Wycoff et Berzins, 2012 ; Elsaka et coll., 2017) mais un angle de rotation plus élevé (Casper et coll., 2011 ; Wycoff et Berzins, 2012).

- Pour le CM-Wire

Le Tableau 18 rapporte les résultats de différentes études confrontant le comportement en torsion des instruments en CM-Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel et en M-Wire de géométrie équivalente.

Tableau 18 : Comportement en torsion des instruments en CM-Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel et en M-Wire de géométrie équivalente

Auteurs - Année	Instruments	Résultats - Conclusion
Santos et coll., 2013	Instruments similaires en acier, en NiTi conventionnel et en CM-Wire	Les instruments en CM-Wire ont présenté les déformations et les niveaux de contraintes les plus élevés par rapport aux limes en NiTi conventionnel et en acier inoxydable.
Campbell et coll., 2014	TYP en NiTi et CM-Wire	Les TYP CM ont présenté une résistance à la torsion similaire à celle des TYP. Il n'y avait pas de différence significative de valeur de couple et d'angle de distorsion entre les instruments TYP CM et TYP de taille 25.04.
Pedullà et coll., 2018b	M3 Rotary, M3 Pro Gold	Aucune différence significative pour ce qui est de la résistance à la torsion n'a été observée pour une taille identique d'instrument. À tailles équivalentes, les instruments M3 Pro Gold ont montré une rotation angulaire à la rupture significativement plus élevée que les instruments M3 Rotary.

Ces résultats peu homogènes ne permettent pas de conclure à une supériorité de la résistance à la rupture par torsion des instruments d'un alliage par rapport à l'autre.

Concernant la comparaison entre instruments d'alliages et de géométries différents :

- Deux études montrent un torque maximal avant la rupture similaire et un angle de distorsion supérieur pour les instruments en CM-Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel (Pereira et coll., 2015 ; Chang et coll., 2016).
- Deux autres études montrent un torque maximal inférieur et un angle de distorsion inférieur ou non renseigné des instruments en CM-Wire par rapport aux instruments en NiTi superélastique (Alcalde et coll., 2017 ; Goo et coll., 2017).
- Par rapport aux instruments en R-phase, les instruments en CM-Wire montreraient un torque maximal avant la rupture supérieur mais un angle de déformation inférieur (Casper et coll., 2011).
- Comparativement aux instruments en M-Wire, les instruments en CM-Wire présenteraient un angle de torsion supérieur avant la rupture instrumentale (Pereira et coll. 2015 ; Alcalde et coll., 2017), similaire (Casper et coll., 2011) ou non relevé (Goo et coll., 2017).

- Pour le Blue-Wire

Les études présentes dans le Tableau 19 comparent la résistance à la rupture par torsion des instruments en Blue-Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel et en M-Wire.

Tableau 19 : Comportement en torsion des instruments en Blue-Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel et en M-Wire de géométrie équivalente

Auteurs - Année	Instruments	Résultats - Conclusion
Gao et coll., 2010	PF, VB, et en acier et en NiTi conventionnel	VB a montré une flexibilité améliorée par rapport au PF en M-Wire. Le torque maximal avant la rupture était similaire entre le Blue-Wire et le NiTi conventionnel mais inférieur au M-Wire et à l'acier. Toutefois, l'angle de distorsion était supérieur pour le Blue-Wire mais similaire entre le M-Wire, le NiTi superélastique et l'acier.
Pereira et coll., 2015	PTU, PV, VB, et TYP	Les résultats indiquent que la résistance à la torsion de TYP et de PTU, est sensiblement inférieure à ceux de PV et de VB. Toutefois, il n'y avait pas de différences statistiquement significatives entre TYP et PTU ou entre PV et VB. La déviation angulaire en cas de défaillance en torsion était significativement plus élevée pour TYP que pour PTU, PV et VB, mais sans différence significative entre PTU, PV et VB.
Silva et coll., 2018a	Reciproc, et RB	Le Reciproc Blue a montré un angle de déformation plus élevé, mais un couple de rupture inférieur par rapport au Reciproc M-Wire
Ha et coll., 2019	Reciproc et RB	Les charges de torsion à la limite pseudo-élastique n'étaient pas significativement différentes entre Reciproc et RB. D'autre part, l'angle de distorsion de RB était significativement plus grand que celui de Reciproc.

Ces résultats peu homogènes ne permettent pas de conclure à une supériorité de la résistance à la rupture par torsion des instruments d’un alliage par rapport à l’autre.

Concernant les études comparant des instruments en Blue-Wire à des instruments d'alliages et de géométries différents :

- Deux études montrent un torque supérieur et un angle de distorsion inférieur pour le M-Wire (Pereira et coll., 2015 ; Alcalde et coll., 2017).
- Silva et coll. (2018) ont montré que le Reciproc Blue avait une meilleure résistance à la torsion et un angle de distorsion supérieur par rapport au Prodesign R (Silva et coll., 2018c).
- Alcade et coll. (2018) trouvent dans leur étude que le Prodesign R a une résistance à la torsion inférieure au Reciproc Blue mais un angle de distorsion supérieur.

- Pour le Gold-Wire

Les études présentes dans le Tableau 20 comparent la résistance à la rupture par torsion des instruments en Gold-Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel et en Fire-Wire.

Tableau 20 : Comportement en torsion des instruments en Gold-Wire par rapport aux instruments en NiTi conventionnel et en Fire-Wire de géométrie équivalente

Auteurs - Année	Instruments	Résultats - Conclusion
Kaval et coll., 2016	HyFlex EDM, PTG F2 et PTU F2	Les instruments PTG présentaient une résistance à la rupture par fatigue et à la torsion plus élevée que les instruments PTU. L'amélioration des propriétés des alliages de PTG pourrait être considérée comme la principale raison de ces différences. Concernant le torque maximal avant la rupture, aucune différence significative n'a été observée. L'angle de distorsion est supérieur pour HyFlex CM devant PTG puis PTU.
Elnaghy et Elsaka, 2017	TRS, PTN X2, PTG et PTU	Les instruments TRS, PTG et PTU présentaient une plus faible résistance aux contraintes de torsion que les instruments PTN. Il n'y a pas eu de différence significative de résistance à la torsion entre le PTG et le PTU.
Jamleh et coll., 2019	EdgeTaper Platinum (ETP, Fire-Wire) et PTG	ETP a montré une résistance significativement plus faible que PTG.

Ces résultats peu homogènes ne permettent pas de conclure à une supériorité de la résistance à la rupture par torsion des instruments d'un alliage par rapport à l'autre.

Concernant les études confrontant des instruments en Gold-Wire aux instruments d'alliages et de géométries différents :

- Par rapport aux instruments en R-phase, le WaveOne Gold aurait un torque maximal avant rupture supérieur par rapport à celui du Twisted File Adaptative (Elnaghy et Elsaka, 2015). Cette différence serait liée au traitement thermique, à la géométrie instrumentale mais aussi à la dynamique instrumentale.
- Comparé aux instruments en M-Wire, le WaveOne Gold présenterait également un torque maximal supérieur avant la rupture par rapport au Reciproc (Elnaghy et Elsaka, 2015).
- Par rapport aux instruments en CM-Wire, le WaveOne Gold présenterait un torque maximal avant rupture supérieur (Alcalde et coll., 2018 ; Silva et coll., 2018c) et un angle de déformation équivalent (Silva et coll., 2018c) ou inférieur (Alcalde et coll., 2018). De même, le ProTaper Gold présenterait un torque maximal avant rupture supérieur et un angle de distorsion inférieur par rapport à l'HyFlex EDM (Kaval et coll., 2016).
- Comparé aux instruments en Blue-Wire, le WaveOne Gold aurait un torque maximal avant la rupture similaire au Reciproc et un angle de distorsion inférieur (Alcalde et coll., 2018). Une seconde étude montre cependant que le WaveOne Gold présenterait un torque maximal inférieur et un angle de déformation équivalent (Silva et coll., 2018c).

- Pour le C•Wire et le T•Wire

Elnaghy et Elsaka (2019), ont comparé la résistance à la rupture par torsion de plusieurs instruments d'alliages et de géométries différents. Le OneShape (NiTi conventionnel) présentait la plus grande résistance à la torsion devant le ProFile Vortex (M-Wire), le 2Shape (T•Wire) et enfin le One Curve (C•Wire). Cependant, l'étude ne s'est pas intéressée à l'angle de distorsion avant la rupture, qui est un paramètre très important cliniquement (Elnaghy et Elsaka, 2019).

- Pour le MaxWire

Elnaghy et Elsaka (2018), rapportent dans leur étude que le XPS a une plus faible résistance à la rupture par torsion que les instruments FlexMaster (NiTi conventionnel), ProFile Vortex (M-Wire) et TRUShape (Elnaghy et Elsaka, 2018c). Une seconde étude rapporte un torque maximal inférieur mais un angle de distorsion supérieur avant la rupture du XPS par rapport au TRUShape (Silva et coll., 2018b).

3.1.2 Efficacité de coupe

Un des facteurs influençant la capacité de mise en forme des instruments NiTi est l'alliage utilisé (Gagliardi et coll., 2015). Par exemple, différents auteurs ont émis l'hypothèse que l'efficacité de coupe accrue du HyFlex CM (CM-Wire) (Coltene Whaledent, Cuyahoga Falls, OH) était liée au traitement thermomécanique de l'alliage et à la configuration des goujures (Morgental et coll., 2013). Par ailleurs, les instruments traités thermiquement présenteraient une capacité de coupe similaire ou supérieure aux instruments en NiTi conventionnel (Tableau 21).

Tableau 21 : Capacité de coupe des instruments traités thermiquement de géométrie équivalente

Auteurs - Année	Instruments Modèle expérimental	Résultats - Conclusion
Vasconcelos et coll., 2018	PTU SX, S1 et S2 et PTG SX, S1 et S2 Blocs de dentine fabriqués à partir d'incisives bovines extraites, et canaux artificiels.	Les instruments traités thermiquement avaient une efficacité de coupe égale ou supérieure en action latérale et axiale, par rapport à leurs homologues en alliage nickel-titane classique.
Belladonna et coll., 2018	Reciproc et RB Racines mésiales de molaires mandibulaires présentant des caractéristiques anatomiques canalaires similaires (longueur, volume, surface, et configuration)	Les instruments Reciproc et RB présentaient une capacité de mise en forme similaire.

D’après ces études, les instruments traités thermiquement en Gold-Wire auraient une capacité de coupe égale ou supérieure par rapport à leurs homologues en NiTi conventionnel (Vasconcelos et coll., 2018). Les instruments traités thermiquement en Blue-Wire présenteraient une efficacité de coupe similaire à leurs homologues en M-Wire (Belladonna et coll., 2018).

3.2 Influence du traitement thermique sur les microfissures dentinaires

Les procédures de préparation canalaire mécanisée ou manuelle peuvent induire la formation de fissures (Bier et coll., 2009 ; Kim et coll., 2010a ; Shemesh et coll., 2011). Ces dernières peuvent ensuite s'étendre jusqu'à rupture radiculaire complète (Barreto et coll., 2012). Le rôle joué par le ligament parodontal apparaît comme primordial notamment dans l'absorption des contraintes engendrées par la préparation canalaire (Okitsu et coll., 2005). Une étude réalisée sur des dents de porc en situation a cependant montré que le processus de préparation canalaire ne provoquait pas la formation de défauts dentinaires, ce qui souligne l'effet du ligament parodontal sur la dissipation des contraintes (Rose et Svec, 2015).

La formation de défauts dentinaires générés par les préparations du système canalaire a été étudiée (Yoldas et coll., 2012 ; Liu et coll., 2013 ; Capar et coll., 2014a ; Karataş et coll., 2015, 2016 ; Kfir et coll., 2017). Ces travaux ont évalué, après préparation chimio-mécanique, les défauts présents en sectionnant et en analysant les racines à l'aide de la stéréomicroscopie ou de la microscopie électronique à balayage (MEB). Ces études ont également observé la présence de microfissures dans les groupes témoins non instrumentés (Coelho et coll., 2016 ; Kfir et coll., 2017). Les défauts internes préexistants peuvent être liés à l'âge des patients (Arias et coll., 2014a), au processus d'avulsion et aux habitudes parafonctionnelles (Tang et coll., 2010). De plus, De Deus et coll. (2015) ont rapporté que l'apparition de ces lésions dentinaires pouvait être associées à la section des échantillons (De-Deus et coll., 2015b).

Toutefois, différents facteurs instrumentaux pourraient influencer la création de fissures au cours de la préparation canalaire comme la nature des traitements thermiques, la géométrie instrumentale, la forme de la section transversale et la cinématique (Kim et coll., 2010a ; Yoldas et coll., 2012).

Les instruments conventionnels en NiTi auraient tendance à former plus de défauts dentinaires que les instruments en M-Wire par exemple (Capar et coll., 2014a ; Karataş et coll., 2015, 2016 ; Li et coll., 2015 ; Kfir et coll., 2017). De Deus et coll. (De-Deus et coll., 2015b) et Karatas et coll. (Karataş et coll., 2015) ont affirmé quant à eux qu'il n'y avait pas de différence entre les instruments en R-phase et M-Wire dans la formation des défauts dentinaires.

Les préparations canalaires avec les limes TRUShape, Vortex Blue, HyFlex EDM et HyFlex CM n'ont pas induit la formation de nouvelles microfissures dentinaires dans les canaux radiculaires droits des incisives mandibulaires, malgré les différences dans le nombre de limes (une lime contre plusieurs limes) et les différences de protocole opératoire (couple et vitesse entre autres). Les résultats de cette étude suggèrent que les nouveaux systèmes de limes traités thermiquement sont moins susceptibles de provoquer des microfissures que les systèmes de limes NiTi traditionnels (Bayram et coll., 2017).

3.3 Influence de la stérilisation sur les instruments traités thermiquement

La stérilisation des limes NiTi doit être assurée avant l'utilisation clinique, sauf pour les limes pré-stérilisées. Les instruments en NiTi sont généralement réutilisés dans la pratique clinique pour des raisons économiques, ce qui entraîne une accumulation de fatigue qui semble être une raison importante de bris instrumental pendant l'utilisation clinique (Cheung et coll., 2005 ; Shen et coll., 2009). Le choix de réutiliser les limes NiTi pour plus d'un patient rend le processus de stérilisation nécessaire afin de prévenir les infections croisées (Savage et Walsh, 1995).
Comme le traitement thermique post-usinage influence les propriétés des alliages, la chaleur générée par les procédures de stérilisation pourrait également influencer les propriétés mécaniques des instruments endodontiques (Bulem et coll., 2013; Özyürek et coll., 2017b). Différentes études ont indiqué que le « traitement thermique supplémentaire » pendant la stérilisation à l'autoclave pourrait améliorer la flexibilité des limes (Yahata et coll., 2009) et que la stérilisation des limes aurait un effet positif sur la résistance à la rupture par fatigue (Viana et coll., 2006 ; Özyürek et coll., 2017b).

Les résultats actuels suggèrent que toute enthalpie générée pendant le traitement par autoclave ne fournit pas suffisamment d'énergie pour permettre un effet similaire au traitement thermique industriel. Il a été rapporté qu'une température de 170°C est nécessaire pour initier le réassemblage des dislocations (Zinelis et coll., 2007) est qu’une optimisation de la résistance à la fatigue des instruments nécessite une température élevée d’environ 430°C (Mize et coll., 1998). Il a toutefois été soulevé que de multiples cycles d'autoclave augmenteraient la profondeur des irrégularités de surface des limes NiTi et donc le risque de rupture (Rapisardaa et coll., 1999 ; Valois et coll., 2008).

Plusieurs études ont évalué les effets de la stérilisation sur les propriétés mécaniques des limes en NiTi conventionnel (Mize et coll., 1998 ; Viana et coll., 2006), ce qui a parfois donné des résultats contradictoires. Certains auteurs ont effectivement affirmé que la stérilisation n’avait aucun effet sur la résistance à la fatigue (Silvaggio et Hicks, 1997 ; Mize et coll., 1998 ; Bulem et coll., 2013), alors que d'autres ont montré une NCF moyenne plus élevée (Viana et coll., 2006 ;

Plotino et coll., 2012a), ou plus faible (Hilfer et coll., 2011). De plus, peu de travaux ont étudié l'influence de la procédure de stérilisation en autoclave sur la rupture par fatigue des instruments en NiTi traités thermiquement (Tableau 22).

Tableau 22 : Effet de la stérilisation sur les instruments de mise en forme

Auteurs - Année	Alliages Instruments Modèle expérimental	Résultats- Conclusion
Hilfer et coll., 2011	R-phase vs M-Wire GT Series X files, Twisted File Tests de fatigue Banc d'essai fabriqué sur mesure avec un arc de courbure de 90 et un rayon de 5 mm	La stérilisation en autoclave pourrait influencer à la baisse la résistance à la fatigue des TF. Ces résultats sont donc en faveur d'un usage unique pour les TF.
Plotino et coll., 2012a	NiTi conventionnel vs R-phase K3, Mtwo, Vortex, K3XF prototypes Canal radiculaire artificiel en acier avec un angle de courbure de 60° et un rayon de courbure de 5 mm.	Les prototypes K3XF ont montré une augmentation significative de la résistance à la fatigue après stérilisation à l'autoclave.
Zhao et coll., 2016	NiTi conventionnel vs R-phase vs CM-Wire HyFlex CM, TF et K3XF, Race, K3 Bloc de métal avec un canal simulé de 1,5 mm de large avec une courbe de 60° et un rayon de 3 mm ± Sterilisation avant test de fatigue.	La stérilisation en autoclave avant l'utilisation de HyFlex CM, TF et K3XF a augmenté de manière significative leur résistance à la fatigue, tandis qu'aucun effet n'a été détecté pour Race et K3. La stérilisation en autoclave des instruments HyFlex CM et K3XF après utilisation a augmenté la durée d'utilisation des instruments.
Pedullà et coll., 2018a	R-phase vs CM-Wire TF, HyFlex CM Canal artificiel en acier ayant un angle de courbure de 60° et un rayon de courbure de 5 mm au centre du canal de 1,5 mm de large.	Les cycles répétés de stérilisation n'ont pas influencé la fatigue des instruments en NiTi, à l'exception des TF, qui ont montré une diminution de la résistance à la flexion après 3 cycles de stérilisation. L'immersion dans le NaOCl n'a pas réduit de manière significative la résistance à la fatigue des instruments NiTi testés.

Ces résultats peu homogènes ne permettent pas de conclure à une supériorité de la résistance à la rupture par fatigue des instruments endodontiques soumis à des cycles de stérilisation.

4 Proposition d'une étude comparative s'agissant de l'influence de différents traitements thermiques sur la résistance à la fatigue

L'objectif de cette étude est d'évaluer l'influence du type de traitement thermique sur la résistance à la fatigue d'instruments NiTi de même géométrie : OneShape nouvelle génération (OSNG ; Coltène MicroMega), One Curve (OC ; Coltène MicroMega) et de 3 prototypes (P1, P2, et P3) issus du OSNG, soumis à différents traitements thermiques

Matériel et Méthode

- Les instruments

Le OSNG présente un diamètre de pointe 0,25 mm et une conicité de 6% (25.06). Il est en NiTi conventionnel et présente une section asymétrique et variable. Les 4 premiers millimètres de la lime présentent une section en triple hélice, tandis qu'une section en S à deux lames est présente dans la partie centrale et coronale. Le OSNG présente également un pas et un angle d'hélice variables.

L'instrument OC a les mêmes caractéristiques géométriques que l'OSNG mais des propriétés mécaniques améliorées grâce à l'alliage C·Wire.

S'agissant des prototypes (P), ils sont tous issus du OSNG et sont soumis à différents traitements thermiques de telle sorte que P1 aura un Af proche de la température d'utilisation, P2 aura un Af légèrement supérieur à la température d'utilisation et P3 présentera un Af nettement supérieur à la température d'utilisation (Figure 16).

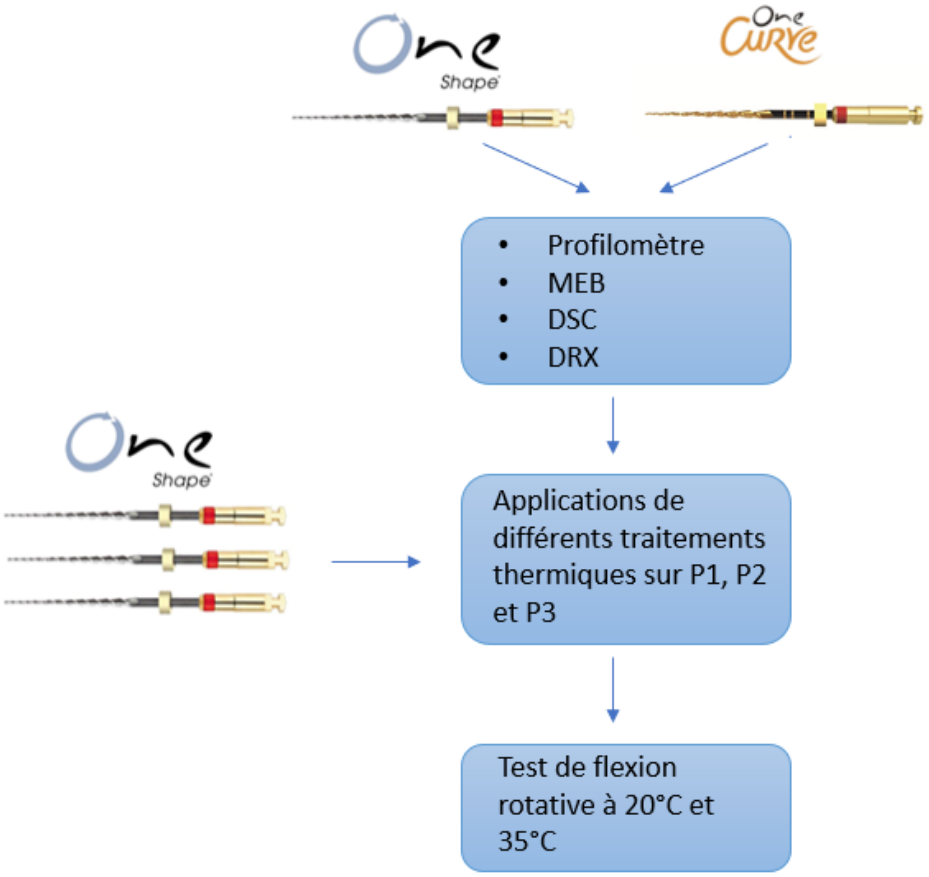


Figure 16 : Illustration du protocole expérimental envisagé

Analyse par diffraction de rayon X (DRX)

L'analyse DRX sera effectuée en mode de transmission avec un faisceau incident perpendiculaire à l'axe de flexion de l'instrument. Les limes seront scannés de la pointe au manche. Un détecteur sera utilisé pour imager les anneaux de Debye-Scherrer.

Analyse par calorimétrie différentielle à balayage (DSC)

Les échantillons pour l'analyse par calorimétrie différentielle à balayage (composés de plusieurs segments d'environ 3-4 mm de longueur) seront prélevés au niveau de la partie apicale des instruments à l'aide de pinces. Les échantillons de chaque groupe seront placés dans un bac en aluminium ouvert pour être soumis à l'essai. L'analyse DSC sera effectuée pour les cinq groupes. Au cours de chaque analyse, la vitesse de chauffage et la quantité l'azote sec seront relevées. Une analyse des températures de transformation de phase et des changements d'enthalpie (ΔH) sera ensuite réalisée. Les températures de transformation seront détectées à partir de l'intersection entre l'extrapolation de la ligne de base et la ligne de gradient maximum de la courbe DSC de type lambda. Les points de départ et d'arrivée de la transformation austénitique (As, Af) seront déterminés.

Test de flexion rotative

Un canal artificiel en polymère (acide polylactique) sera fabriqué. Il présentera un angle de courbure de 60° et un rayon de courbure de 5 mm, le centre de la courbure sera situé à 5 mm de l'extrémité apicale du canal qui mesurera 16 mm. Un moteur endodontique indépendant sera utilisé à une vitesse de rotation de 300 tr/min et à un couple 2,5 N.cm.

Pendant les tests, les limes seront utilisées dans de l'eau à 20 ou 35°C ; la température sera contrôlée à l'aide d'un thermomètre à infrarouge et maintenue constante (± 1 °C).

Le temps nécessaire pour qu'une rupture instrumentale se produise sera enregistré à l'aide d'un chronomètre numérique. Le nombre de cycles jusqu'à rupture (NCF) pour chaque instrument sera ensuite calculé à l'aide de la formule suivante :

$$NFC = \frac{nombre\ de\ tours\ par\ minute \times temps\ jusqu'à\ rupture\ [s]}{60}$$

Un micro-étrier numérique sera utilisé pour déterminer la longueur de chaque bris instrumental (BI). Les moyennes et les écarts-types des NFC et des BI seront ensuite calculés pour les instruments aux différentes températures testées.

Conclusion

Depuis l'avènement du NiTi en endodontie au début des années 90, les instruments de mise en forme canalaire n'ont cessé d'évoluer tant en termes de métallurgie que de procédés de fabrication et de conception. Autant de progrès qui ont abouti à la création d'instruments plus sûrs et plus performants. Cependant, si les avantages sont nombreux, certains inconvénients persistent comme par exemple une faible résistance à la rupture par fatigue ou encore une flexibilité réduite lorsque la conicité est augmentée.

Les propriétés des alliages de NiTi dépendent notamment de leur composition chimique, de la constitution des différentes phases (austénite, phase R, martensite) et des procédés de fabrication. Afin d'améliorer les propriétés mécaniques de ces alliages, il est possible de moduler ces facteurs, par exemple par le biais de traitements de surface et de traitements thermiques.

Les traitements thermiques ont pour vocation de modifier les propriétés intrinsèques des alliages de NiTi en modifiant leurs microstructures cristallines. Pour se faire, il est primordial de contrôler les différentes phases à température d'utilisation (35°C-37°C). Ils se font par cycles alternés de chauffage et de refroidissement de l'alliage avec ou sans contraintes mécaniques associées (traction ou compression par exemple). Ces traitements peuvent être appliqués avant ou après l'usinage des limes.

Si les traitements thermiques semblent être une solution remarquable pour pallier les défauts précédemment cités, ils ont malheureusement tendance à diminuer la résistance à la torsion des instruments. Cependant, les résultats des différentes études restent inhomogènes. De plus, le traitement thermique réduirait l'efficacité de coupe des instruments en NiTi. Ce problème est cependant facilement compensé par la réalisation d'un traitement de surface. De nouvelles études sont

toutefois nécessaires afin de démontrer la réelle supériorité des instruments traités thermiquement.

Références bibliographiques

1. Duerig TW, Melton KN, Stockel D, Wayman CM. Engineering Aspects of Shape Memory Alloys. London: Butterworth Heinemann Publishing; 1990. p. 3-20.

2. Guénin G. Alliages à mémoire de forme. Dans : Techniques de l'Ingénieur. 1986, p. 1-11. [M530].

3. Lagoudas DC. Shape Memory Alloys, Vol. 1. Boston, MA: Springer US; 2008. 436 p.

4. Otsuka K, Wayman CM. K. Otsuka and C. M. Wayman. Shape Memory Materials. Cambridge: Cambridge University Press; 1998. 184 p.

5. Piotrowski B. 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 de Lorraine. École doctorale d'Énergie, Mécanique et MAtériaux (EMMA) ; 2010. 196 p.

6. Serene TP, Adams JD, Saxena A. Nickel-Titanium Instruments: Applications in Endodontics. St. Louis: Ishiyaku EuroAmerica; 1995. 112 p.

Références bibliographiques électroniques

7. A. Versiani M, Souza E, De-Deus G. Critical appraisal of studies on dentinal radicular microcracks in endodontics: methodological issues, contemporary concepts, and future perspectives. Endod Top. nov 2015;33(1):87-156.

8. Adiguzel M, Isken I, Pamukcu II. Comparison of cyclic fatigue resistance of XP-endo Shaper, HyFlex CM, FlexMaster and Race instruments. J Dent Res Dent Clin Dent Prospects. 26 sept 2018;12(3):208-12.

9. Adıgüzel M, Capar ID. Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of WaveOne and WaveOne Gold Small, Primary, and Large Instruments. J Endod. avr 2017;43(4):623-7.

10. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WAT, Kovarik L, Buie C, et al. Metallurgical Characterization of a New Nickel-Titanium Wire for Rotary Endodontic Instruments. J Endod. nov 2009a;35(11):1589-93.

11. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Schricker SR, Nusstein JM, Li U-M, et al. Micro-XRD and temperature-modulated DSC investigation of nickel–titanium rotary endodontic instruments. Dent Mater. oct 2009b;25(10):1221-9.

12. Alcalde MP, Duarte MAH, Bramante CM, de Vasconselos BC, Tanomaru-Filho M, Guerreiro-Tanomaru JM, et al. Cyclic fatigue and

torsional strength of three different thermally treated reciprocating nickel-titanium instruments. Clin Oral Investig. mai 2018;22(4):1865-71.

13. Alcalde MP, Tanomaru-Filho M, Bramante CM, Duarte MAH, Guerreiro-Tanomaru JM, Camilo-Pinto J, et al. Cyclic and Torsional Fatigue Resistance of Reciprocating Single Files Manufactured by Different Nickel-titanium Alloys. J Endod. juill 2017;43(7):1186-91.

14. Algahtani F, Huang X, Haapasalo M, Wang Z, Hieawy A, Zhang D, et al. Fatigue resistance of ProTaper gold exposed to high-concentration sodium hypochlorite in double curvature artificial canal. Bioact Mater. déc 2019;4:245-8.

15. Al-Hadlaq SMS, AlJarbou FA, AlThumairy RI. Evaluation of Cyclic Flexural Fatigue of M-Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments. J Endod. févr 2010;36(2):305-7.

16. Almeida BC de, Ormiga F, de Araújo MCP, Lopes RT, Barbosa Lima IC, dos Santos BC, et al. Influence of Heat Treatment of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments on Apical Preparation: A Micro–Computed Tomographic Study. J Endod. déc 2015;41(12):2031-5.

17. Al-Obaida MI, Merdad K, Alanazi MS, Altwaijry H, AlFaraj M, Alkhamis AA, et al. Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of 5 Heat-treated Nickel-titanium Reciprocating Systems in Canals with Single and Double Curvatures. J Endod. oct 2019;45(10):1237-41.

18. AlShwaimi E. Cyclic fatigue resistance of a novel rotary file manufactured using controlled memory Ni-Ti technology compared to a file made from M-wire file. Int Endod J. janv 2018;51(1):112-7.

19. Al-Sudani D, Grande NM, Plotino G, Pompa G, Di Carlo S, Testarelli L, et al. Cyclic Fatigue of Nickel-Titanium Rotary Instruments in a Double (S-shaped) Simulated Curvature. J Endod. juill 2012;38(7):987-9.

20. Aminsobhani M, Khalatbari MS, Meraji N. Evaluation of the Fractured Surface of Five Endodontic Rotary Instruments: A Metallurgical Study. Iran Endod J [Internet]. 7 sept 2016 [cité 26 janv 2020]; Disponible sur: http://doi.org/10.22037/iej.2016.6

21. Ankrum M, Hartwell G, Truitt J. K3 Endo, ProTaper, and ProFile Systems: Breakage and Distortion in Severely Curved Roots of Molars. J Endod. avr 2004;30(4):234-7.

22. Antunes HS, Rôças IN, Alves FRF, Siqueira JF. Total and Specific Bacterial Levels in the Apical Root Canal System of Teeth with Post-treatment Apical Periodontitis. J Endod. juill 2015;41(7):1037-42.

23. Arens F, Hoen M, Steiman H, Dietzjr G. Evaluation of Single-use Rotary Nickel-titanium Instruments. J Endod. oct 2003;29(10):664-6.

24. Arias A, Hejlawy S, Murphy S, de la Macorra JC, Govindjee S, Peters OA. Variable impact by ambient temperature on fatigue resistance of heat-treated nickel titanium instruments. Clin Oral Investig. mars 2019;23(3):1101-8.

25. Arias A, Lee YH, Peters CI, Gluskin AH, Peters OA. Comparison of 2 Canal Preparation Techniques in the Induction of Microcracks: A Pilot Study with Cadaver Mandibles. J Endod. juill 2014a;40(7):982-5.

26. Arias A, Perez-Higueras JJ, de la Macorra JC. Influence of clinical usage of GT and GTX files on cyclic fatigue resistance. Int Endod J. mars 2014b;47(3):257-63.

27. Arıcan Öztürk B, Atav Ateş A, Fişekçioğlu E. Cone-Beam Computed Tomographic Analysis of Shaping Ability of XP-endo Shaper and ProTaper Next in Large Root Canals. J Endod. mars 2020;46(3):437-43.

28. Baek S-H, Lee C-J, Versluis A, Kim B-M, Lee W, Kim H-C. Comparison of Torsional Stiffness of Nickel-Titanium Rotary Files with Different Geometric Characteristics. J Endod. sept 2011;37(9):1283-6.

29. Bardsley S, Peters CI, Peters OA. The Effect of Three Rotational Speed Settings on Torque and Apical Force with Vortex Rotary Instruments In Vitro. J Endod. juin 2011;37(6):860-4.

30. Barreto MS, Moraes R do A, da Rosa RA, Moreira CHC, Só MVR, Bier CAS. Vertical Root Fractures and Dentin Defects: Effects of Root Canal Preparation, Filling, and Mechanical Cycling. J Endod. août 2012;38(8):1135-9.

31. Bayram HM, Bayram E, Ocak M, Uzuner MB, Geneci F, Celik HH. Micro–computed Tomographic Evaluation of Dentinal Microcrack Formation after Using New Heat-treated Nickel-titanium Systems. J Endod. oct 2017;43(10):1736-9.

32. Belladonna FG, Carvalho MS, Cavalcante DM, Fernandes JT, de Carvalho Maciel AC, Oliveira HE, et al. Micro–computed Tomography Shaping Ability Assessment of the New Blue Thermal Treated Reciproc Instrument. J Endod. juill 2018;44(7):1146-50.

33. Berendt CJ. (54) Method of preparing nitinol for use in manufacturing instruments with improved fatigue resistance. 2007; 15.

34. Bergmans L, Cleynenbreugel JV, Wevers M, Lambrechts P. Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: Rationale, performance and safety. Am J Dent. 2001;14(5):10.

35. Berutti E, Chiandussi G, Paolino DS, Scotti N, Cantatore G, Castellucci A, et al. Canal Shaping with WaveOne Primary Reciprocating Files and ProTaper System: A Comparative Study. J Endod. avr 2012;38(4):505-9.

36. Bhagabati N, Yadav S, Talwar S. An In Vitro Cyclic Fatigue Analysis of Different Endodontic Nickel-Titanium Rotary Instruments. J Endod. avr 2012;38(4):515-8.

37. Bier CAS, Shemesh H, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR, Wu M-K. The Ability of Different Nickel-Titanium Rotary Instruments To Induce Dentinal Damage During Canal Preparation. J Endod. févr 2009;35(2):236-8.

38. Biermann D, Kahleyss F, Krebs E, Upmeier T. A Study on Micro-Machining Technology for the Machining of NiTi: Five-Axis Micro-Milling and Micro Deep-Hole Drilling. J Mater Eng Perform. juill 2011;20(4-5):745-51.

39. Bird DC, Chambers D, Peters OA. Usage Parameters of Nickel-Titanium Rotary Instruments: A Survey of Endodontists in the United States. J Endod. sept 2009;35(9):1193-7.

40. Bouska J, Justman B, Williamson A, DeLong C, Qian F. Resistance to Cyclic Fatigue Failure of a New Endodontic Rotary File. J Endod. mai 2012;38(5):667-9.

41. Braga LC, Magalhães RRS, Nakagawa RKL, Puente CG, Buono VTL, Bahia MGA. Physical and mechanical properties of twisted or ground nickel-titanium instruments. Int Endod J. mai 2013;46(5):458-65.

42. Braga LCM, Faria Silva AC, Buono VTL, de Azevedo Bahia MG. Impact of Heat Treatments on the Fatigue Resistance of Different Rotary Nickel-titanium Instruments. J Endod. sept 2014;40(9):1494-7.

43. Brantley A, Eliades. Brantley W.A. Orthodontic wires. In: Brantley WA, Eliades T, eds. Orthodontic Materials: Scientific and Clinical Aspects. New York: Thieme; 2001:90. Am J Orthod Dentofacial Orthop. juin 2001;119(6):672-3.

44. Brinson. Brinson, L. C. One dimensional constitutive behaviour of shapememory alloys : thermomechanical derivation with non-constant material functions.J. ofIntelligent Material Systems and Structures. 1993, 4:229–242. 1993;

45. Buehler WJ, Wang FE. A summary of recent research on the nitinol alloys and their potential application in ocean engineering. Ocean Eng. juill 1968;1(1):105-20.

46. Bui TB, Mitchell JC, Baumgartner JC. Effect of Electropolishing ProFile Nickel–Titanium Rotary Instruments on Cyclic Fatigue Resistance, Torsional Resistance, and Cutting Efficiency. J Endod. févr 2008;34(2):190-3.

47. Bulem UK, Kececi AD, Guldas HE. Experimental evaluation of cyclic fatigue resistance of four different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite and/or sterilization. J Appl Oral Sci. déc 2013;21(6):505-10.

48. Bürklein S, Börjes L, Schäfer E. Comparison of preparation of curved root canals with Hyflex CM and Revo-S rotary nickel-titanium instruments. Int Endod J. mai 2014;47(5):470-6.

49. Bürklein S, Flüch S, Schäfer E. Shaping ability of reciprocating single-file systems in severely curved canals: WaveOne and Reciproc versus WaveOne Gold and Reciproc blue. Odontology. janv 2019;107(1):96-102.

50. Bürklein S, Hinschitza K, Dammaschke T, Schäfer E. Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth: Reciproc and WaveOne versus Mtwo and ProTaper: Single-file systems - shaping and cleaning. Int Endod J. mai 2012;45(5):449-61.

51. Cai J-J, Tang X-N, Ge J-Y. Effect of irrigation on surface roughness and fatigue resistance of controlled memory wire nickel-titanium instruments. Int Endod J. juill 2017;50(7):718-24.

52. Campbell L, Shen Y, Zhou H, Haapasalo M. Effect of Fatigue on Torsional Failure of Nickel-Titanium Controlled Memory Instruments. J Endod. avr 2014;40(4):562-5.

53. Camps JJ, Pertot WJ, Levallois B. Relationship between file size and stiffness of nickel titanium instruments. Dent Traumatol. déc 1995;11(6):270-3.

54. Capar ID, Arslan H, Akcay M, Uysal B. Effects of ProTaper Universal, ProTaper Next, and HyFlex Instruments on Crack Formation in Dentin. J Endod. sept 2014a;40(9):1482-4.

55. Capar ID, Ertas H, Arslan H. Comparison of cyclic fatigue resistance of novel nickel-titanium rotary instruments: Cyclic Fatigue of Novel Instruments. Aust Endod J. avr 2015;41(1):24-8.

56. Capar ID, Ertas H, Ok E, Arslan H, Ertas ET. Comparative Study of Different Novel Nickel-Titanium Rotary Systems for Root Canal Preparation in Severely Curved Root Canals. J Endod. juin 2014b;40(6):852-6.

57. Casper RB, Roberts HW, Roberts MD, Himel VT, Bergeron BE. Comparison of Autoclaving Effects on Torsional Deformation and Fracture Resistance of Three Innovative Endodontic File Systems. J Endod. nov 2011;37(11):1572-5.

58. Çelik D, Taşdemir T, Er K. Comparative Study of 6 Rotary Nickel-Titanium Systems and Hand Instrumentation for Root Canal Preparation in Severely Curved Root Canals of Extracted Teeth. J Endod. févr 2013;39(2):278-82.

59. Chang SW, Kim Y-C, Chang H, Jee K-K, Zhu Q, Safavi K, et al. Effect of heat treatment on cyclic fatigue resistance, thermal behavior and microstructures of K3 NiTi rotary instruments. Acta Odontol Scand. nov 2013;71(6):1656-62.

60. Chang SW, Shim KS, Kim YC, Jee KK, Zhu Q, Perinpanayagam H, et al. Cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and metallurgical characteristics of V taper 2 and V taper 2H rotary NiTi files: Metallurgical characteristics of V taper and V taper 2H. Scanning. nov 2016;38(6):564-70.

61. Cheung GSP. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. Endod Top. mars 2007;16(1):1-26.

62. Cheung GSP, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell BW. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. Int Endod J. nov 2005;38(11):802-9.

63. Cheung GSP, Zhang EW, Zheng YF. A numerical method for predicting the bending fatigue life of NiTi and stainless steel root canal instruments: A numerical method for predicting the bending fatigue life of NiTi. Int Endod J. avr 2011;44(4):357-61.

64. Choi J, Oh S, Kim Y-C, Jee K-K, Kum K, Chang S. Fracture Resistance of K3 Nickel-Titanium Files Made from Different Thermal Treatments. Bioinorg Chem Appl. 2016;2016:1-6.

65. Coelho MS, Card SJ, Tawil PZ. Light-emitting Diode Assessment of Dentinal Defects after Root Canal Preparation with Profile, TRUShape, and WaveOne Gold Systems. J Endod. sept 2016;42(9):1393-6.

66. Coltène. Coltene. HyFlex EDM. Available at: https://www.coltene.com/fileadmin/Data/EN/ Products/Endodontics/Root_Canal_Shaping/HyFlex_EDM/31328A_HyFlex EDM_Bro chure_US.pdf. Accessed October 14, 2016. 2016.

67. Crump MC, Natkin E. Relationship of Broken Root Canal Instruments to Endodontic Case Prognosis: A Clinical Investigation. J Am Dent Assoc. juin 1970;80(6):1341-7.

68. da Cunha Peixoto IF, Pereira ÉSJ, da Silva JG, Viana ACD, Buono VTL, Bahia MG de A. Flexural Fatigue and Torsional Resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X Instruments. J Endod. avr 2010;36(4):741-4.

69. Dadbakhsh S, Speirs M, Van Humbeeck J, Kruth J-P. Laser additive manufacturing of bulk and porous shape-memory NiTi alloys: From processes to potential biomedical applications. MRS Bull. oct 2016;41(10):765-74.

70. Dagna, Poggio C, Beltrami R, Colombo M, Chiesa M, Bianchi S. dagna.pdf. 2014.

71. De-Deus G, Belladonna FG, Souza EM, Silva EJNL, Neves A de A, Alves H, et al. Micro–computed Tomographic Assessment on the Effect of ProTaper Next and Twisted File Adaptive Systems on Dentinal Cracks. J Endod. juill 2015;41(7):1116-9.

72. De-Deus G, Silva EJNL, Vieira VTL, Belladonna FG, Elias CN, Plotino G, et al. Blue Thermomechanical Treatment Optimizes Fatigue Resistance and Flexibility of the Reciproc Files. J Endod. mars 2017;43(3):462-6.

73. Dosanjh A, Paurazas S, Askar M. The Effect of Temperature on Cyclic Fatigue of Nickel-titanium Rotary Endodontic Instruments. J Endod. mai 2017;43(5):823-6.

74. Duerig T, Pelton A, Stöckel D. An overview of nitinol medical applications. Mater Sci Eng A. déc 1999;273-275:149-60.

75. Duerig TW, Melton KN, Stockel D, Wayman CM. T. W. Duerig, K. N. Melton, D. Stockel and C. M. Wayman, “Engineering Aspects of Shape Memory Alloys,” Butterworth Heinemann Publishing, London, 1990, pp. 3-20. 1990.

76. Duke F, Shen Y, Zhou H, Ruse ND, Wang Z, Hieawy A, et al. Cyclic Fatigue of ProFile Vortex and Vortex Blue Nickel-Titanium Files in Single and Double Curvatures. J Endod. oct 2015;41(10):1686-90.

77. Elnaghy A, Elsaka S. Cyclic fatigue resistance of XP-endo Shaper compared with different nickel-titanium alloy instruments. Clin Oral Investig. avr 2018a;22(3):1433-7.

78. Elnaghy AM. Cyclic fatigue resistance of ProTaper Next nickel-titanium rotary files. Int Endod J. nov 2014;47(11):1034-9.

79. Elnaghy AM, Elsaka SE. Torsion and Bending Properties of OneShape and WaveOne Instruments. J Endod. avr 2015;41(4):544-7.

80. Elnaghy AM, Elsaka SE. Mechanical properties of ProTaper Gold nickel-titanium rotary instruments. Int Endod J. nov 2016;49(11):1073-8.

81. Elnaghy AM, Elsaka SE. Laboratory comparison of the mechanical properties of TRUShape with several nickel-titanium rotary instruments. Int Endod J. août 2017;50(8):805-12.

82. Elnaghy AM, Elsaka SE. Cyclic Fatigue Resistance of One Curve, 2Shape, ProFile Vortex, Vortex Blue, and RaCe Nickel-Titanium Rotary Instruments in Single and Double Curvature Canals. J Endod. nov 2018b;44(11):1725-30.

83. Elnaghy AM, Elsaka SE. Torsional resistance of XP-endo Shaper at body temperature compared with several nickel-titanium rotary instruments. Int Endod J. mai 2018c;51(5):572-6.

84. Elnaghy AM, Elsaka SE. Cyclic fatigue and torsional resistance of heat-treated One Curve compared with different nickel-titanium rotary instruments. 2019;7.

85. Elnaghy AM, Elsaka SE, Mandorah AO. In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of TruNatomy in single and double curvature canals compared

with different nickel-titanium rotary instruments. BMC Oral Health. déc 2020;20(1):38.

86. Elsaka SE, Elnaghy AM, Badr AE. Torsional and bending resistance of WaveOne Gold, Reciproc and Twisted File Adaptive instruments. Int Endod J. nov 2017;50(11):1077-83.

87. Ertugrul I. Effect of NaOCl solution on the cyclic fatigue resistance of traditional and heat-treated file systems. Ann Med Res. 2019;26(9):1761.

88. Ertuğrul İF. Effect of sodium hypochlorite on the cyclic fatigue resistance: A scanning electron microscopy evaluation. Microsc Res Tech. déc 2019;82(12):2089-94.

89. Esposito PT, Cunningham CJ. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. J Endod. avr 1995;21(4):173-6.

90. Ferreira F, Adeodato C, Barbosa I, Aboud L, Scelza P, Zaccaro Scelza M. Movement kinematics and cyclic fatigue of NiTi rotary instruments: a systematic review. Int Endod J. févr 2017;50(2):143-52.

91. Figueiredo A, Modenesi P, Buono V. Low-cycle fatigue life of superelastic NiTi wires. Int J Fatigue. avr 2009;31(4):751-8.

92. Filizola de Oliveira DJ, Leoni GB, da Silva Goulart R, Sousa-Neto MD de, Silva Sousa YTC, Silva RG. Changes in Geometry and Transportation of Root Canals with Severe Curvature Prepared by Different Heat-treated Nickel-titanium Instruments: A Micro–computed Tomographic Study. J Endod. juin 2019;45(6):768-73.

93. FKG. brochure FKG. :5.

94. FKG Dentaire. FKG_XP-endo Finisher_Flyer_EN_WEB_201902.pdf. 2016.

95. Frotscher M, Schreiber F, Neelakantan L, Gries T, Eggeler G. Processing and characterization of braided NiTi microstents for medical applications. Mater Werkst. nov 2011;42(11):1002-12.

96. Gagliardi J, Versiani MA, de Sousa-Neto MD, Plazas-Garzon A, Basrani B. Evaluation of the Shaping Characteristics of ProTaper Gold, ProTaper NEXT, and ProTaper Universal in Curved Canals. J Endod. oct 2015;41(10):1718-24.

97. Gambarini G. Cyclic Fatigue of Nickel-Titanium Rotary Instruments after Clinical Use with Low-and High-Torque Endodontic Motors. J Endod. déc 2001;27(12):772-4.

98. Gambarini G, Galli M, Seracchiani M, Di Nardo D, Versiani MA, Piasecki L, et al. In Vivo Evaluation of Operative Torque Generated by Two Nickel-Titanium Rotary Instruments during Root Canal Preparation. Eur J Dent. oct 2019;13(04):556-62.

99. Gambarini G, Gergi R, Naaman A, Osta N, Al Sudani D. Cyclic fatigue analysis of twisted file rotary NiTi instruments used in reciprocating motion: Cyclic fatigue analysis. Int Endod J. sept 2012;45(9):802-6.

100. Gambarini G, Gerosa R, De Luca M, Garala M, Testarelli L. Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology. juin 2008a;105(6):798-800.

101. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, et al. Fatigue Resistance of Engine-driven Rotary Nickel-Titanium Instruments Produced by New Manufacturing Methods. J Endod. août 2008b;34(8):1003-5.

102. Gambarini G, Plotino G, Grande NM, Al-Sudani D, De Luca M, Testarelli L. Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique: Mechanical properties of rotary instruments. Int Endod J. avr 2011;44(4):337-41.

103. Gambarini G, Pompa G, Di Carlo S, De Luca M, Testarelli L. An initial investigation on torsional properties of nickel-titanium instruments produced with a new manufacturing method. Aust Endod J. août 2009;35(2):70-2.

104. Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D. Evaluation of the Impact of Raw Materials on the Fatigue and Mechanical Properties of ProFile Vortex Rotary Instruments. J Endod. mars 2012;38(3):398-401.

105. Gao Y, Shotton V, Wilkinson K, Phillips G, Ben Johnson W. Effects of Raw Material and Rotational Speed on the Cyclic Fatigue of ProFile Vortex Rotary Instruments. J Endod. juill 2010;36(7):1205-9.

106. Gergi R, Rjeily JA, Sader J, Naaman A. Comparison of Canal Transportation and Centering Ability of Twisted Files, Pathfile-ProTaper System, and Stainless Steel Hand K-Files by Using Computed Tomography. J Endod. mai 2010;36(5):904-7.

107. Ghoneim W. Effect of heat treatment on the centering ability and dentin removal of a nickel–titanium single file rotary system. Tanta Dent J. 2019;16(2):68.

108. Glosson CR, Haller RH, Brent Dove S, del Rio CE. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. J Endod. mars 1995;21(3):146-51.

109. Goo H-J, Kwak SW, Ha J-H, Pedullà E, Kim H-C. Mechanical Properties of Various Heat-treated Nickel-titanium Rotary Instruments. J Endod. nov 2017;43(11):1872-7.

110. Grande NM, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino VA, Somma F. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel?titanium rotary systems. Int Endod J. oct 2006;39(10):755-63.

111. Grande NM, Plotino G, Silla E, Pedullà E, DeDeus G, Gambarini G, et al. Environmental Temperature Drastically Affects Flexural Fatigue Resistance of Nickel-titanium Rotary Files. J Endod. juill 2017;43(7):1157-60.

112. Gray Kitchens G, Liewehr FR, Moon PC. The Effect of Operational Speed on the Fracture of Nickel-Titanium Rotary Instruments. J Endod. janv 2007;33(1):52-4.

113. Gu Y, Kum K-Y, Perinpanayagam H, Kim C, Kum DJ, Lim S-M, et al. Various heat-treated nickel–titanium rotary instruments evaluated in S-shaped simulated resin canals. J Dent Sci. mars 2017;12(1):14-20.

114. Guelzow A, Stamm O, Martus P, Kielbassa AM. Comparative study of six rotary nickel-titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation. Int Endod J. oct 2005;38(10):743-52.

115. Guénin G. Guénin G : Alliages à mémoire de forme. Techniques de l'Ingénieur. 1986, 10 : 1-11. 1986;

116. Gündoğar M, Özyürek T. Cyclic Fatigue Resistance of OneShape, HyFlex EDM, WaveOne Gold, and Reciproc Blue Nickel-titanium Instruments. J Endod. juill 2017;43(7):1192-6.

117. Gutmann JL, Gao Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review: Treatment of NiTi instruments. Int Endod J. févr 2012;45(2):113-28.

118. Ha J-H, De-Deus G, Versluis A, Kwak SW, Kim H-C. Safe pseudoelastic limit range under torsional loading with Reciproc Blue. Int Endod J. févr 2019;52(2):244-9.

119. Ha J-H, Kim SK, Cohenca N, Kim H-C. Effect of R-phase Heat Treatment on Torsional Resistance and Cyclic Fatigue Fracture. J Endod. mars 2013;39(3):389-93.

120. Ha J-H, Kim S-R, Versluis A, Cheung GS-P, Kim J-W, Kim H-C. Elastic Limits in Torsion of Reciprocating Nickel-Titanium Instruments. J Endod. mai 2015;41(5):715-9.

121. Hayashi Y, Yoneyama T, Yahata Y, Miyai K, Doi H, Hanawa T, et al. Phase transformation behaviour and bending properties of hybrid nickel?titanium rotary endodontic instruments. Int Endod J. avr 2007;40(4):247-53.

122. He R, Ni J. Design Improvement and Failure Reduction of Endodontic Files through Finite Element Analysis: Application to V-Taper File Designs. J Endod. sept 2010;36(9):1552-7.

123. Hieawy A, Haapasalo M, Zhou H, Wang Z, Shen Y. Phase Transformation Behavior and Resistance to Bending and Cyclic Fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal Instruments. J Endod. juill 2015;41(7):1134-8.

124. Hilfer PB, Bergeron BE, Mayerchak MJ, Roberts HW, Jeansonne BG. Multiple Autoclave Cycle Effects on Cyclic Fatigue of Nickel-Titanium Rotary Files Produced by New Manufacturing Methods. J Endod. janv 2011;37(1):72-4.

125. Hodgson D. Hodgson D E 2001 Fabrication, heat treatment and joining of nitinol components. In Russel S M and Pelton A R (eds.): Proceedings of the International Conference on Shape Memory and Superelastic Technologies, Pacific Grove, CA, USA, April 30–May 4, 2000, Carrboro, NC: TIPS Technical Publishing Inc., pp. 11–24. In 2000.

126. Hodgson D, Russell S. Nitinol melting, manufacture and fabrication. Minim Invasive Ther Allied Technol. janv 2000;9(2):61-5.

127. Hofmann N. Both operator and heat treatment determine the centring ability of Reciproc® files in vitro. Clin Oral Investig. févr 2019;23(2):697-706.

128. Holec. D.Holec, Diploma Thesis, On the precipitation in NiTi based Shape Memory Alloys, Masaryk University, Brno 2005. 2005;73.

129. Hornbogen E. Strengthening and Embossment of Final Shape in NiTi Shape Memory Alloys (SMA). Adv Eng Mater. avr 2004;6(4):214-8.

130. Hou Xm, Yahata Y, Hayashi Y, Ebihara A, Hanawa T, Suda H. Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments: Phase transformation behaviour and bending property. Int Endod J. mars 2011;44(3):253-8.

131. Hu W, Whitten B, Sedgley C, Svec T. Effect of three NiTi files on transportation of the apical foramen. Int Endod J. nov 2014;47(11):1064-71.

132. Iacono F, Pirani C, Generali L, Bolelli G, Sassatelli P, Lusvarghi L, et al. Structural analysis of HyFlex EDM instruments. Int Endod J. mars 2017;50(3):303-13.

133. Inan U, Keskin C, Sivas Yilmaz Ö, Baş G. Cyclic fatigue of Reciproc Blue and Reciproc instruments exposed to intracanal temperature in simulated severe apical curvature. Clin Oral Investig. mai 2019;23(5):2077-82.

134. Iqbal MK, Kohli MR, Kim JS. A Retrospective Clinical Study of Incidence of Root Canal Instrument Separation in an Endodontics Graduate Program: A PennEndo Database Study. J Endod. nov 2006;32(11):1048-52.

135. ISO 3630-1:2019(fr) Médecine bucco-dentaire — Instruments d'endodontie — Partie 1: Exigences générales Dentistry — Endodontic instruments — Part 1: General requirements

136. Jameson EC. Jameson EC. Electrical Discharge Machining. Dearborn, MI: Society of Manufacturing Engineers; 2001. 2001.

137. Jamleh A, Alghaihab A, Alfadley A, Alfawaz H, Alqedairi A, Alfouzan K. Cyclic Fatigue and Torsional Failure of EdgeTaper Platinum Endodontic Files at Simulated Body Temperature. J Endod. mai 2019;45(5):611-4.

138. Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a Novel Nickel-Titanium Alloy and 508 Nitinol on the Cyclic Fatigue Life of ProFile 25/.04 Rotary Instruments. J Endod. nov 2008;34(11):1406-9.

139. Karataş E, Gündüz HA, Kırıcı DÖ, Arslan H. Incidence of dentinal cracks after root canal preparation with ProTaper Gold, Profile Vortex, F360, Reciproc and ProTaper Universal instruments. Int Endod J. sept 2016;49(9):905-10.

140. Karataş E, Gündüz HA, Kırıcı DÖ, Arslan H, Topçu MÇ, Yeter KY. Dentinal Crack Formation during Root Canal Preparations by the Twisted File Adaptive, ProTaper Next, ProTaper Universal, and WaveOne Instruments. J Endod. févr 2015;41(2):261-4.

141. Kaul R, Farooq R, Kaul V, Khateeb SU, Purra AR, Mahajan R. Comparative Evaluation of Physical Surface Changes and Incidence of Separation in Rotary Nickel-Titanium Instruments: An in Vitro SEM Study. 2014;6.

142. Kaval ME, Capar ID, Ertas H. Evaluation of the Cyclic Fatigue and Torsional Resistance of Novel Nickel-Titanium Rotary Files with Various Alloy Properties. J Endod. déc 2016;42(12):1840-3.

143. Kell T, Azarpazhooh A, Peters OA, El-Mowafy O, Tompson B, Basrani B. Torsional Profiles of New and Used 20/.06 GT Series X and GT Rotary Endodontic Instruments. J Endod. sept 2009;35(9):1278-81.

144. Keskin C, Inan U, Demiral M, Keleş A. Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc Blue, Reciproc, and WaveOne Gold Reciprocating Instruments. J Endod. août 2017;43(8):1360-3.

145. Keskin C, Inan U, Guler DH, Kalyoncuoğlu E. Cyclic Fatigue Resistance of XP-Endo Shaper, K3XF, and ProTaper Gold Nickel-titanium Instruments. J Endod. juill 2018;44(7):1164-7.

146. Kfir A, Elkes D, Pawar A, Weissman A, Tsesis I. Incidence of microcracks in maxillary first premolars after instrumentation with three different mechanized file systems: a comparative ex vivo study. Clin Oral Investig. janv 2017;21(1):405-11.

147. Kim H-C, Kwak S-W, Cheung GS-P, Ko D-H, Chung S-M, Lee W. Cyclic Fatigue and Torsional Resistance of Two New Nickel-Titanium Instruments Used in Reciprocation Motion: Reciproc Versus WaveOne. J Endod. avr 2012a;38(4):541-4.

148. Kim H-C, Lee M-H, Yum J, Versluis A, Lee C-J, Kim B-M. Potential Relationship between Design of Nickel-Titanium Rotary Instruments and Vertical Root Fracture. J Endod. juill 2010a;36(7):1195-9.

149. Kim H-C, Yum J, Hur B, Cheung GS-P. Cyclic Fatigue and Fracture Characteristics of Ground and Twisted Nickel-Titanium Rotary Files. J Endod. janv 2010b;36(1):147-52.

150. Kim J-Y, Shun-Pan Cheung G, Park S-H, Ko D-C, Kim J-W, Kim H-C. Effect from Cyclic Fatigue of Nickel-Titanium Rotary Files on Torsional Resistance. J Endod. avr 2012b;38(4):527-30.

151. Kishore A, Gurtu A, Bansal R, Singhal A, Mohan S, Mehrotra A. Comparison of canal transportation and centering ability of Twisted Files, HyFlex controlled memory, and Wave One using computed tomography scan: An in vitro study. J Conserv Dent. 2017;20(3):161.

152. Kocich R, Szurman I, Kurs M. The Methods of Preparation of Ti-Ni-X Alloys and Their Forming. In: Braz Fernandes FM, éditeur. Shape Memory Alloys - Processing, Characterization and Applications [Internet]. InTech; 2013 [cité 23 août 2020]. Disponible sur: http://www.intechopen.com/books/shape-memory-alloys-processing-characterization-and-applications/the-methods-of-preparation-of-ti-ni-x-alloys-and-their-forming

153. Kramkowski TR, Bahcall J. An In Vitro Comparison of Torsional Stress and Cyclic Fatigue Resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X Rotary Nickel-Titanium Files. J Endod. mars 2009;35(3):404-7.

154. Kuhn G, Jordan L. Fatigue and Mechanical Properties of Nickel-Titanium Endodontic Instruments. J Endod. oct 2002;28(10):716-20.

155. Lagoudas. Shape Memory Alloys [Internet]. Vol. 1. Boston, MA: Springer US; 2008 [cité 23 août 2020]. Disponible sur: http://link.springer.com/10.1007/978-0-387-47685-8

156. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic Fatigue Analysis of a New Generation of Nickel Titanium Rotary Instruments. J Endod. mars 2009;35(3):401-3.

157. Li, SH S, Lu Y, Song D, Zhou X, Zheng Q, Gao Y, et al. Occurrence of Dentinal Microcracks in Severely Curved Root Canals with ProTaper Universal, WaveOne, and ProTaper Next File Systems. J Endod. 2015;41(11):1875-9.

158. Lim SS, Stock CJR. The risk of perforation in the curved canal:anticurvature filing compared with the stepback technique. Int Endod J. janv 1987;20(1):33-9.

159. Liu R, Hou BX, Wesselink PR, Wu M-K, Shemesh H. The Incidence of Root Microcracks Caused by 3 Different Single-file Systems versus the ProTaper System. J Endod. août 2013;39(8):1054-6.

160. Liu S-B, Fan B, Cheung GSP. S.-B. Liu, B. Fan, G. S. P. Cheung et al., “Cleaning effectiveness and shaping ability of rotary ProTaper compared

with rotary GT and manual K-Flexofile," American Journal ofDentistry, vol. 19, no. 6, pp. 353–358, 2006. 2006.

161. Liu Y, VanHumbeeck J, Stalmans R, Delaey L. Liu Y, VanHumbeeck J, Stalmans R, Delaey L (1997) Some aspects of the properties of NiTi shape memory alloy. Journal of Alloys and Compounds 247, 115–21. 1997.

162. Lo Savio F, Pedullà E, Rapisarda E, La Rosa G. Influence of heat-treatment on torsional resistance to fracture of nickel-titanium endodontic instruments. Procedia Struct Integr. 2016;2:1311-8.

163. Lopes HP, Elias CN, Vedovello GAF, Bueno CES, Mangelli M, Siqueira JF. Torsional Resistance of Retreatment Instruments. J Endod. oct 2011;37(10):1442-5.

164. Lopes HP, Gambarra-Soares T, Elias CN, Siqueira JF, Inojosa IFJ, Lopes WSP, et al. Comparison of the Mechanical Properties of Rotary Instruments Made of Conventional Nickel-Titanium Wire, M-Wire, or Nickel-Titanium Alloy in R-Phase. J Endod. avr 2013;39(4):516-20.

165. Marceliano-Alves MFV, Sousa-Neto MD, Fidel SR, Steier L, Robinson JP, Pécora JD, et al. Shaping ability of single-file reciprocating and heat-treated multifile rotary systems: a micro-CT study. Int Endod J. déc 2015;48(12):1129-36.

166. Martin B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magan F, Ahn S, et al. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. Int Endod J. avr 2003;36(4):262-6.

167. Marzouk AM, Ghoneim AG. Computed Tomographic Evaluation of Canal Shape Instrumented by Different Kinematics Rotary Nickel-Titanium Systems. J Endod. juill 2013;39(7):906-9.

168. McGuigan MB, Louca C, Duncan HF. Clinical decision-making after endodontic instrument fracture. Br Dent J. avr 2013a;214(8):395-400.

169. McGuigan MB, Louca C, Duncan HF. Endodontic instrument fracture: causes and prevention. Br Dent J. avr 2013b;214(7):341-8.

170. McKelvey AL, Ritchie RO. Fatigue-crack propagation in Nitinol, a shape-memory and superelastic endovascular stent material. 1999;8.

171. Mckelvey AL, Ritchie RO. Fatigue-Crack Growth Behavior in the Superelastic and Shape-Memory Alloy Nitinol. Metall Mater Trans A. 2001;13.

172. Médioni, E. Médioni, Etienne. "Instrumentation Endodontique." EM-Consulte, 1995, 6. 1995;

173. Memry C. Memry C (2009) Superelastic and Shape Memory Wires. Bethel CT: Memry Co. URL http://www.memry.com/products/ wire.php (accessed on 7 March 2009). 2009;41.

174. Menezes SEAC, Batista SM, Lira JOP, Monteiro GQ de M. Cyclic Fatigue Resistance of WaveOne Gold, ProDesign R and ProDesign Logic Files in Curved Canals In Vitro. Iran Endod J [Internet]. 10 oct 2017 [cité 26 janv 2020];12(4). Disponible sur: http://doi.org/10.22037/iej.v12i4.17494

175. MicroMega. Brochure-2Shape.pdf. 2016.

176. MicroMega. Brochure-One-Curve-FR-1.pdf. 2018.

177. Miyai K, Ebihara A, Hayashi Y, Doi H, Suda H, Yoneyama T. Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel-titanium rotary endodontic instruments. Int Endod J. févr 2006;39(2):119-26.

178. Miyazaki S, Ohmi Y, Otsuka K, Suzuki Y. CHARACTERISTICS OF DEFORMATION AND TRANSFORMATION PSEUDOELASTICITY IN Ti-Ni ALLOYS. J Phys Colloq. déc 1982;43(C4):C4-255-C4-260.

179. Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carnes DL. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. J Endod. déc 1998;24(12):843-7.

180. Mohammadi Z, Soltani MK, Shalavi S, Asgary S. A Review of the Various Surface Treatments of NiTi Instruments. 2014;6.

181. Montalvão D, Alçada FS, Braz Fernandes FM, de Vilaverde-Correia S. Structural Characterisation and Mechanical FE Analysis of Conventional and M-Wire Ni-Ti Alloys Used in Endodontic Rotary Instruments. Sci World J. 2014;2014:1-8.

182. Morgental RD, Vier-Pelisser FV, Kopper PMP, de Figueiredo JAP, Peters OA. Cutting Efficiency of Conventional and Martensitic Nickel-Titanium Instruments for Coronal Flaring. J Endod. déc 2013;39(12):1634-8.

183. Nguyen HH, Fong H, Paranjpe A, Flake NM, Johnson JD, Peters OA. Evaluation of the Resistance to Cyclic Fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue Rotary Instruments. J Endod. août 2014;40(8):1190-3.

184. Ninan E, Berzins DW. Torsion and Bending Properties of Shape Memory and Superelastic Nickel-Titanium Rotary Instruments. J Endod. janv 2013;39(1):101-4.

185. O'Hoy PYZ, Messer HH, Palamara JEA. The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of NiTi files. Int Endod J. nov 2003;36(11):724-32.

186. Okitsu M, Takahashi H, Yoshioka T, Iwasaki N, Suda H. Effective Factors Including Periodontal Ligament on Vertical Root Fractures. Dent Mater J. 2005;24(1):66-9.

187. Ölander A. Ölander A. An electrochemical investigation of solid cadmium-gold alloys. Journal of the American Chemical Society. 1932;54(10):3819-33. 1932.

188. Olivieri JG, Stöber E, García Font M, González JA, Bragado P, Roig M, et al. In Vitro Comparison in a Manikin Model: Increasing Apical Enlargement with K3 and K3XF Rotary Instruments. J Endod. sept 2014;40(9):1463-7.

189. Otsuka K, Ren X. Physical metallurgy of Ti–Ni-based shape memory alloys. Prog Mater Sci. juill 2005;50(5):511-678.

190. Otsuka K, Wayman CM. K. Otsuka and C. M. Wayman, Shape Memory Materials, Cam- bridge University Press, Cambridge, UK, 1998. 1998.

191. Ounsi HF, Al-Shalan T, Salameh Z, Grandini S, Ferrari M. Quantitative and Qualitative Elemental Analysis of Different Nickel–Titanium Rotary Instruments by Using Scanning Electron Microscopy and Energy Dispersive Spectroscopy. J Endod. janv 2008;34(1):53-5.

192. Özyürek T. Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc, WaveOne, and WaveOne Gold Nickel-Titanium Instruments. J Endod. oct 2016;42(10):1536-9.

193. Özyürek T. Bending resistance and cyclic fatigue life of Reciproc Blue, WaveOne Gold, and Genius files in a double (S-shaped) curved canal. 2017;11(4):6.

194. Özyürek T, Gündoğar M, Uslu G, Yılmaz K, Staffoli S, Nm G, et al. Cyclic fatigue resistances of Hyflex EDM, WaveOne gold, Reciproc blue and 2shape NiTi rotary files in different artificial canals. Odontology. oct 2018;106(4):408-13.

195. Özyürek T, Yılmaz K, Uslu G. Shaping Ability of Reciproc, WaveOne GOLD, and HyFlex EDM Single-file Systems in Simulated S-shaped Canals. J Endod. mai 2017a;43(5):805-9.

196. Özyürek T, Yılmaz K, Uslu G. The effects of autoclave sterilization on the cyclic fatigue resistance of ProTaper Universal, ProTaper Next, and ProTaper Gold nickel-titanium instruments. Restor Dent Endod. 2017b;42(4):301.

197. Pacheco-Yanes J, Gazzaneo I, Pérez AR, Armada L, Neves MAS. Transportation assessment in artificial curved canals after instrumentation with Reciproc, Reciproc Blue, and XP -endo Shaper Systems. J Investig Clin Dent [Internet]. août 2019 [cité 12 avr 2020];10(3). Disponible sur: https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/jicd.12417

198. Padala M, Sarin EL, Willis P, Babaliaros V, Block P, Guyton RA, et al. An Engineering Review of Transcatheter Aortic Valve Technologies. Cardiovasc Eng Technol. mars 2010;1(1):77-87.

199. Paqué F, Ganahl D, Peters OA. Effects of Root Canal Preparation on Apical Geometry Assessed by Micro–Computed Tomography. J Endod. juill 2009;35(7):1056-9.

200. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors Influencing Defects of Rotary Nickel- Titanium Endodontic Instruments After Clinical Use. 2004;30(10):4.

201. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi Instrument Fracture and its Consequences. J Endod. nov 2006;32(11):1031-43.

202. Park H. A comparison of Greater Taper files, ProFiles, and stainless steel files to shape curved root canals. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology. juin 2001;91(6):715-8.

203. Park S-Y, Cheung GSP, Yum J, Hur B, Park J-K, Kim H-C. Dynamic Torsional Resistance of Nickel-Titanium Rotary Instruments. J Endod. juill 2010;36(7):1200-4.

204. Payal HS, Choudhary R, Singh S. Analysis of electro discharge machined surfaces of EN-31 tool steel. 2008;67:6.

205. Pedullà E, Benites A, La Rosa GM, Plotino G, Grande NM, Rapisarda E, et al. Cyclic Fatigue Resistance of Heat-treated Nickel-titanium Instruments after Immersion in Sodium Hypochlorite and/or Sterilization. J Endod. avr 2018a;44(4):648-53.

206. Pedullà E, Grande NM, Plotino G, Gambarini G, Rapisarda E. Influence of Continuous or Reciprocating Motion on Cyclic Fatigue Resistance of 4 Different Nickel-Titanium Rotary Instruments. J Endod. févr 2013a;39(2):258-61.

207. Pedullà E, Grande NM, Plotino G, Palermo F, Gambarini G, Rapisarda E. Cyclic fatigue resistance of two reciprocating nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. Int Endod J. févr 2013b;46(2):155-9.

208. Pedullà E, Lo Savio F, Boninelli S, Plotino G, Grande NM, La Rosa G, et al. Torsional and Cyclic Fatigue Resistance of a New Nickel-Titanium Instrument Manufactured by Electrical Discharge Machining. J Endod. janv 2016a;42(1):156-9.

209. Pedullà E, Lo Savio F, Boninelli S, Plotino G, Grande NM, Rapisarda E, et al. Influence of cyclic torsional preloading on cyclic fatigue resistance of nickel - titanium instruments. Int Endod J. nov 2015a;48(11):1043-50.

210. Pedullà E, Lo Savio F, La Rosa GRM, Miccoli G, Bruno E, Rapisarda S, et al. Cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and metallurgical characteristics of M3 Rotary and M3 Pro Gold NiTi files. Restor Dent Endod. 2018b;43(2):e25.

211. Pedullà E, Lo Savio F, Plotino G, Boninelli S, Rapisarda S, Grande NM, et al. E. Pedullà, F. Lo Savio, G. Plotino, S. Boninelli, S. Rapisarda, N.M.

Grande, G. La Rosa, E. Rapisarda, Torsional Stress Properties of the new Hyflex EDM and F6 Skytaper Instruments and their Comparison with Reciproc and Waveone. R102. European Society of Endodontology Biennial Congress, Barcelona, (2015). Int Endod J. janv 2016b;49(1):37-116.

212. Pedullà E, Lo Savio F, Plotino G, Grande NM, Rapisarda S, Gambarini G, et al. Effect of cyclic torsional preloading on cyclic fatigue resistance of ProTaper Next and Mtwo nickel–titanium instruments. G Ital Endodonzia. juin 2015b;29(1):3-8.

213. Pedullà E, Plotino G, Grande NM, Avarotti G, Gambarini G, Rapisarda E, et al. Shaping ability of two nickel–titanium instruments activated by continuous rotation or adaptive motion: a micro-computed tomography study. Clin Oral Investig. nov 2016c;20(8):2227-33.

214. Pelton AR, Fino-Decker J, Vien L, Bonsignore C, Saffari P, Launey M, et al. Rotary-bending fatigue characteristics of medical-grade Nitinol wire. J Mech Behav Biomed Mater. nov 2013;27:19-32.

215. Pereira ESJ, Amaral CCF, Gomes JACP, Peters OA, Buono VTL, Bahia MGA. Influence of clinical use on physical-structural surface properties and electrochemical potential of NiTi endodontic instruments. Int Endod J. mai 2018;51(5):515-21.

216. Pereira ESJ, Gomes RO, Leroy AMF, Singh R, Peters OA, Bahia MGA, et al. Mechanical behavior of M-Wire and conventional NiTi wire used to manufacture rotary endodontic instruments. Dent Mater. déc 2013;29(12):e318-24.

217. Pereira ESJ, Peixoto IFC, Viana ACD, Oliveira II, Gonzalez BM, Buono VTL, et al. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments: Properties of a thermomechanically treated NiTi wire. Int Endod J. mai 2012;45(5):469-74.

218. Pereira ÉSJ, Viana ACD, Buono VTL, Peters OA, Azevedo Bahia MG de. Behavior of Nickel-Titanium Instruments Manufactured with Different Thermal Treatments. J Endod. janv 2015;41(1):67-71.

219. Pérez-Higueras JJ, Arias A, de la Macorra JC. Cyclic Fatigue Resistance of K3, K3XF, and Twisted File Nickel-Titanium Files under Continuous Rotation or Reciprocating Motion. J Endod. déc 2013;39(12):1585-8.

220. Pérez-Higueras JJ, Arias A, de la Macorra JC, Peters OA. Differences in Cyclic Fatigue Resistance between ProTaper Next and ProTaper Universal Instruments at Different Levels. J Endod. sept 2014;40(9):1477-81.

221. Peters O. Current Challenges and Concepts in the Preparation of Root Canal Systems: A Review. J Endod. août 2004;30(8):559-67.

222. Peters OA, de Azevedo Bahia MG, Pereira ESJ. Contemporary Root Canal Preparation. Dent Clin North Am. janv 2017;61(1):37-58.

223. Peters OA, Barbakow F. Dynamic torque and apical forces of ProFile .04 rotary instruments during preparation of curved canals. Int Endod J. avr 2002;35(4):379-89.

224. Peters OA, Gluskin AK, Weiss RA, Han JT. An *in vitro* assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments: *In vitro* assessment of Hyflex rotary instruments. Int Endod J. nov 2012;45(11):1027-34.

225. Peters OA, Morgental RD, Schulze KA, Paqué F, Kopper PMP, Vier-Pelisser FV. Determining cutting efficiency of nickel-titanium coronal flaring instruments used in lateral action. Int Endod J. juin 2014;47(6):505-13.

226. Peters OA, Peters CI, Schonenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. Int Endod J. févr 2003;36(2):93-9.

227. Peters OA, Roehlike JO, Baumann MA. Effect of Immersion in Sodium Hypochlorite on Torque and Fatigue Resistance of Nickel-Titanium Instruments. J Endod. mai 2007;33(5):589-93.

228. Pinheiro SR, Alcalde MP, Vivacqua-Gomes N, Bramante CM, Vivan RR, Duarte MAH, et al. Evaluation of apical transportation and centring ability of five thermally treated NiTi rotary systems. Int Endod J. juin 2018;51(6):705-13.

229. Piotrowski. SCD_T_2010_0011_PIOTROWSKI.pdf. 2010.

230. Pirani C, Iacono F, Generali L, Sassatelli P, Nucci C, Lusvarghi L, et al. HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. Int Endod J. mai 2016;49(5):483-93.

231. Plotino G, Costanzo A, Grande NM, Petrovic R, Testarelli L, Gambarini G. Experimental Evaluation on the Influence of Autoclave Sterilization on the Cyclic Fatigue of New Nickel-Titanium Rotary Instruments. J Endod. févr 2012a;38(2):222-5.

232. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A Review of Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Rotary Instruments. J Endod. nov 2009;35(11):1469-76.

233. Plotino G, Grande NM, Cotti E, Testarelli L, Gambarini G. Blue Treatment Enhances Cyclic Fatigue Resistance of Vortex Nickel-Titanium Rotary Files. J Endod. sept 2014a;40(9):1451-3.

234. Plotino G, Grande NM, Melo MC, Bahia MG, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of NiTi rotary instruments in a simulated apical abrupt curvature. Int Endod J. mars 2010;43(3):226-30.

235. Plotino G, Grande NM, Mercadé Bellido M, Testarelli L, Gambarini G. Influence of Temperature on Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal Rotary Files. J Endod. févr 2017;43(2):200-2.

236. Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments: Cyclic fatigue of reciprocating instruments. Int Endod J. juill 2012b;45(7):614-8.

237. Plotino G, Testarelli L, Al-Sudani D, Pongione G, Grande NM, Gambarini G. Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel–titanium alloys: a comparative study. Odontology. janv 2014b;102(1):31-5.

238. Pongione G, Pompa G, Milana V, Carlo SD, Giansiracusa A, Nicolini E, et al. Flexibility and resistance to cyclic fatigue of endodontic instruments made with different nickel-titanium alloys: a comparative test. Ann Stomatol (Roma). 2012;4.

239. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. J Endod. févr 1997;23(2):77-85.

240. Rapisardaa E, Bonaccorsob A, Tripib TR, Condorellic GG. Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology. sept 1999;88(3):343-7.

241. Razcha C, Zacharopoulos A, Anestis D, Mikrogeorgis G, Zacharakis G, Lyroudia K. Micro-Computed Tomographic Evaluation of Canal Transportation and Centering Ability of 4 Heat-Treated Nickel-Titanium Systems. J Endod. mars 2020;S009923992030073X.

242. Rhodes JS, Ford TRP, Lynch JA, Liepins PJ, Curtis RV. Micro-computed tomography: a new tool for experimental endodontology. Int Endod J. mai 1999;32(3):165-70.

243. Rodrigues RCV, Lopes HP, Elias CN, Amaral G, Vieira VTL, De Martin AS. Influence of Different Manufacturing Methods on the Cyclic Fatigue of Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments. J Endod. nov 2011;37(11):1553-7.

244. Rose E, Svec T. An Evaluation of Apical Cracks in Teeth Undergoing Orthograde Root Canal Instrumentation. J Endod. déc 2015;41(12):2021-4.

245. Ruddle CJ. C.J. Ruddle, Nickel-titanium rotary systems: review of existing instruments and geometries, Dent. Today 19 (10) (2000) 86–88 (90–5). 2000.

246. Saber SEDM, Nagy MM, Schäfer E. Comparative evaluation of the shaping ability of ProTaper Next, iRaCe and Hyflex CM rotary NiTi files in severely curved root canals. Int Endod J. févr 2015;48(2):131-6.

247. Santoro M, Nicolay OF, Cangialosi TJ. Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: A clinically oriented review. Part I: Temperature transitional ranges. Am J Orthod Dentofacial Orthop. juin 2001;119(6):587-93.

248. Santos L de A, Bahia MG de A, Las Casas EB de, Buono VTL. Comparison of the Mechanical Behavior between Controlled Memory and Superelastic Nickel-Titanium Files via Finite Element Analysis. J Endod. nov 2013;39(11):1444-7.

249. Santos L de A, Resende PD, Bahia MG de A, Buono VTL. Effects of R-Phase on Mechanical Responses of a Nickel-Titanium Endodontic Instrument: Structural Characterization and Finite Element Analysis. Sci World J. 2016;2016:1-11.

250. Sarkar NK, Redmond W, Schwaninger B, Goldberg AJ. The chloride corrosion behaviour of four orthodontic wires. J Oral Rehabil. mars 1983;10(2):121-8.

251. Sattapan B, Nervo G, Palamara J, Messer H. Defects in Rotary Nickel-Titanium Files After Clinical Use. J Endod. mars 2000a;26(3):161-5.

252. Sattapan B, Palamara J, Messer H. Torque During Canal Instrumentation Using Rotary Nickel-Titanium Files. J Endod. mars 2000b;26(3):156-60.

253. Savage NW, Walsh LJ. The use of autoclaves in the dental surgery. Aust Dent J. juin 1995;40(3):197-200.

254. Schafer E, Lohmann D. Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile - Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. Int Endod J. juin 2002;35(6):505-13.

255. Schafer E, Schulzbongert U, Tulus G. Comparison of Hand Stainless Steel and Nickel Titanium Rotary Instrumentation: A Clinical Study. J Endod. juin 2004;30(6):432-5.

256. Schetky LM, Wu MH. Issues in the Further Development of Nitinol Properties And Processing for Medical Device Applications. 2003;6.

257. Schilder H. Schilder, H. (1967). Filling root canals in three dimensions. Dent. Clin. North Am. 723–744. 1967;

258. Schilder H. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. Dent Clin North Am 1974;18:269-296. 1974.

259. Schüssler A, Strobel M. Schüssler A and Strobel M 2003 Status and trends of nitinol micromachining techniques. In: Pelton A R and Duerig T (eds.):

Proceedings of the International Conference on Shape Memory and Superelastic Technologies, Pacific Grove, CA, USA, May 5–8, 2003, Menlo Park, CA: SMST Society, Inc., pp. 135–41. 2003.

260. Serafin M, De Biasi M, Franco V, Angerame D. In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of two rotary single-file endodontic systems: OneCurve versus OneShape. Odontology. avr 2019;107(2):196-201.

261. Serene TP, Adams JD, Saxena A. T.P. Serene, J.D. Adams, A. Saxena, Nickel-Titanium Instruments: Applications in Endodontics, St. Louis, Ishiyaku EuroAmerica, 1995. 1995.

262. Seto B, Nicholls J, Harrington G. Torsional properties of twisted and machined endodontic files. J Endod. août 1990;16(8):355-60.

263. Setzer FC, Böhme CP. Influence of Combined Cyclic Fatigue and Torsional Stress on the Fracture Point of Nickel-Titanium Rotary Instruments. J Endod. janv 2013;39(1):133-7.

264. Shemesh H, Roeleveld AC, Wesselink PR, Wu M-K. Damage to Root Dentin During Retreatment Procedures. J Endod. janv 2011;37(1):63-6.

265. Shen Y, Cheung GS, Bian Z, Peng B. Comparison of Defects in ProFile and ProTaper Systems after Clinical Use. J Endod. janv 2006;32(1):61-5.

266. Shen Y, Cheung GS, Peng B, Haapasalo M. Defects in Nickel-Titanium Instruments after Clinical Use. Part 2: Fractographic Analysis of Fractured Surface in a Cohort Study. J Endod. janv 2009;35(1):133-6.

267. Shen Y, Cheung GSP. Methods and models to study nickel-titanium instruments: Methods and models to study nickel-titanium instruments. Endod Top. sept 2013;29(1):18-41.

268. Shen Y, Coil JM, Zhou H, Tam E, Zheng Y, Haapasalo M. ProFile Vortex Instruments after Clinical Use: A Metallurgical Properties Study. J Endod. déc 2012a;38(12):1613-7.

269. Shen Y, Coil JM, Zhou H, Zheng Y, Haapasalo M. HyFlex nickel-titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. Int Endod J. août 2013a;46(8):720-9.

270. Shen Y, Hieawy A, Huang X, Wang Z, Maezono H, Haapasalo M. Fatigue Resistance of a 3-dimensional Conforming Nickel-Titanium Rotary Instrument in Double Curvatures. J Endod. juin 2016;42(6):961-4.

271. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue Testing of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments. J Endod. juill 2011a;37(7):997-1001.

272. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Effect of Environment on Fatigue Failure of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments. J Endod. mars 2012b;38(3):376-80.

273. Shen Y, Zhou H, Campbell L, Wang Z, Wang R, Du T, et al. Fatigue and nanomechanical properties of K3XF nickel-titanium instruments. Int Endod J. déc 2014;47(12):1160-7.

274. Shen Y, Zhou H, Coil JM, Aljazaeri B, Buttar R, Wang Z, et al. ProFile Vortex and Vortex Blue Nickel-Titanium Rotary Instruments after Clinical Use. J Endod. juin 2015;41(6):937-42.

275. Shen Y, Zhou H, Wang Z, Campbell L, Zheng Y, Haapasalo M. Phase Transformation Behavior and Mechanical Properties of Thermomechanically Treated K3XF Nickel-Titanium Instruments. J Endod. juill 2013b;39(7):919-23.

276. Shen Y, Zhou H, Zheng Y, Campbell L, Peng B, Haapasalo M. Metallurgical Characterization of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments. J Endod. nov 2011b;37(11):1566-71.

277. Shen Y, Zhou H, Zheng Y, Peng B, Haapasalo M. Current Challenges and Concepts of the Thermomechanical Treatment of Nickel-Titanium Instruments. J Endod. févr 2013c;39(2):163-72.

278. Shim K-S, Oh S, Kum K, Kim Y-C, Jee K-K, Chang SW. Mechanical and Metallurgical Properties of Various Nickel-Titanium Rotary Instruments. BioMed Res Int. 2017;2017:1-13.

279. Short JA, Morgan LA, Baumgartner JC. A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. J Endod. août 1997;23(8):503-7.

280. Silva EJNL, Hecksher F, Antunes H dos S, De-Deus G, Elias CN, Vieira VTL. Torsional Fatigue Resistance of Blue-treated Reciprocating Instruments. J Endod. juin 2018a;44(6):1038-41.

281. Silva EJNL, Muniz BL, Pires F, Belladonna FG, Neves AA, Souza EM, et al. Comparison of canal transportation in simulated curved canals prepared with ProTaper Universal and ProTaper Gold systems. Restor Dent Endod. 2016a;41(1):1.

282. Silva EJNL, Pacheco PT, Pires F, Belladonna FG, De-Deus G. Microcomputed tomographic evaluation of canal transportation and centring ability of ProTaper Next and Twisted File Adaptive systems. Int Endod J. juill 2017;50(7):694-9.

283. Silva EJNL, Rodrigues C, Vieira VTL, Belladonna FG, De-Deus G, Lopes HP. Bending resistance and cyclic fatigue of a new heat-treated reciprocating instrument: New heat-treated reciprocating instrument. Scanning. nov 2016b;38(6):837-41.

284. Silva EJNL, Vieira VTL, Belladonna FG, Zuolo A de S, Antunes H dos S, Cavalcante DM, et al. Cyclic and Torsional Fatigue Resistance of XP-endo Shaper and TRUShape Instruments. J Endod. janv 2018b;44(1):168-72.

285. Silva EJNL, Vieira VTL, Gabina TTG, Antunes H dos S, Lopes HP, De-Deus G. The impact of using a pneumatic contra-angle device on the lifespan of M-Wire- and Blue-treated instruments. Clin Oral Investig. févr 2019;23(2):617-21.

286. Silva EJNL, Vieira VTL, Hecksher F, dos Santos Oliveira MRS, dos Santos Antunes H, Moreira EJL. Cyclic fatigue using severely curved canals and torsional resistance of thermally treated reciprocating instruments. Clin Oral Investig. sept 2018c;22(7):2633-8.

287. da Silva Limoeiro AG, dos Santos AHB, De Martin AS, Kato AS, Fontana CE, Gavini G, et al. Micro-Computed Tomographic Evaluation of 2 Nickel-Titanium Instrument Systems in Shaping Root Canals. J Endod. mars 2016;42(3):496-9.

288. Silvaggio J, Hicks ML. Effect of heat sterilization on the torsional properties of rotary nickel-titanium endodontic files. J Endod. déc 1997;23(12):731-4.

289. Siqueira JF, Rôças IN, Ricucci D. Internal Tooth Anatomy and Root Canal Instrumentation. In: Versiani MA, Basrani B, Sousa-Neto MD, éditeurs. The Root Canal Anatomy in Permanent Dentition [Internet]. Cham: Springer International Publishing; 2019 [cité 17 avr 2020]. p. 277-302. Disponible sur: http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-73444-6_10

290. Spili P, Parashos P, Messer HH. The Impact of Instrument Fracture on Outcome of Endodontic Treatment. Clin Res. 2005;31(12):6.

291. Staffoli S, Grande NM, Plotino G, Özyürek T, Gündoğar M, Fortunato L, et al. Influence of environmental temperature, heat-treatment and design on the cyclic fatigue resistance of three generations of a single-file nickel–titanium rotary instrument. Odontology. juill 2019;107(3):301-7.

292. Staffoli S, Özyürek T, Hadad A, Lvovsky A, Solomonov M, Azizi H, et al. Comparison of shaping ability of ProTaper Next and 2Shape nickel–titanium files in simulated severe curved canals. G Ital Endodonzia. nov 2018;32(2):52-6.

293. Stöckel D. Stöckel D 2001 Forming nitinol—A challenge. In Siegert K (ed.): New Developments in Forging Technology, Frankfurt/Main: MAT-INFO-Werkstoff- Informationsgesellschaft mbH, pp. 119–34. 2001.

294. Tabassum S. NiTi Rotary Systems: What's New. Eur Endod J [Internet]. 2019 [cité 18 avr 2020]; Disponible sur: http://eurendodj.com/jvi.aspx?un=EEJ-80664

295. Tang W. Thermodynamic study of the low-temperature phase B19′ and the martensitic transformation in near-equiatomic Ti-Ni shape memory alloys. Metall Mater Trans A. mars 1997;28(3):537‑44.

296. Tang W, Wu Y, Smales RJ. Identifying and Reducing Risks for Potential Fractures in Endodontically Treated Teeth. J Endod. avr 2010;36(4):609-17.

297. Testarelli L, Grande NM, Plotino G, Lendini M, Pongione G, Paolis GD, et al. Cyclic Fatigue of Different Nickel-Titanium Rotary Instruments: A Comparative Study. Open Dent J. 16 avr 2009;3(1):55-8.

298. Testarelli L, Plotino G, Al-Sudani D, Vincenzi V, Giansiracusa A, Grande NM, et al. Bending Properties of a New Nickel-Titanium Alloy with a Lower Percent by Weight of Nickel. J Endod. sept 2011;37(9):1293-5.

299. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. Int Endod J. juill 2000;33(4):297-310.

300. Thompson SA, Dummer PMH. Shaping ability of ProFile.04 Taper *Series* 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 2. Int Endod J. janv 1997;30(1):8-15.

301. Topçuoğlu HS, Düzgün S, Aktı A, Topçuoğlu G. Laboratory comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold, Reciproc and WaveOne files in canals with a double curvature. Int Endod J. juill 2017;50(7):713-7.

302. Topçuoğlu HS, Pala K, Aktı A, Düzgün S, Topçuoğlu G. Cyclic fatigue resistance of D-RaCe, ProTaper, and Mtwo nickel–titanium retreatment instruments after immersion in sodium hypochlorite. Clin Oral Investig. juill 2016a;20(6):1175-9.

303. Topçuoğlu HS, Topçuoğlu G. Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc Blue and Reciproc Files in an S-shaped Canal. J Endod. oct 2017;43(10):1679-82.

304. Topçuoğlu HS, Topçuoğlu G, Akti A, Düzgün S. In Vitro Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper Next, HyFlex CM, OneShape, and ProTaper Universal Instruments in a Canal with a Double Curvature. J Endod. juin 2016b;42(6):969-71.

305. Topçuoğlu HS, Topçuoğlu G, Kafdağ Ö, Balkaya H. Effect of two different temperatures on resistance to cyclic fatigue of one Curve, EdgeFile, HyFlex CM and ProTaper next files. Aust Endod J. 13 août 2019;aej.12369.

306. Torrisi L. Torrisi L (1999) The NiTi superelastic alloy application to the dentistry field. Bio-Medical Materials andEngineering9, 39–47. 1999.

307. Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology. oct 2006;102(4):e106-14.

308. Tsujimoto M, Irifune Y, Tsujimoto Y, Yamada S, Watanabe I, Hayashi Y. Comparison of Conventional and New-generation Nickel-Titanium Files in Regard to Their Physical Properties. J Endod. nov 2014;40(11):1824-9.

309. Uslu. Cyclic fatigue resistance of reduced-taper nickel-titanium (NiTi) instruments in doubled-curved (S-shaped) canals at body temperature. 2020.

310. Uslu G, Özyürek T, Gündoğar M, Yılmaz K. Cyclic fatigue resistance of 2Shape, Twisted File and EndoSequence Xpress nickel-titanium rotary files at intracanal temperature. J Dent Res Dent Clin Dent Prospects. 19 déc 2018a;12(4):283-7.

311. Uslu G, Özyürek T, Yılmaz K, Plotino G. Effect of Dynamic Immersion in Sodium Hypochlorite and EDTA Solutions on Cyclic Fatigue Resistance of WaveOne and WaveOne Gold Reciprocating Nickel-titanium Files. J Endod. mai 2018b;44(5):834-7.

312. Uygun AD, Kol E, Topcu MKC, Seckin F, Ersoy I, Tanriver M. Variations in cyclic fatigue resistance among ProTaper Gold, ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. Int Endod J. mai 2016;49(5):494-9.

313. Valois C, Silva L, Azevedo R. Multiple Autoclave Cycles Affect the Surface of Rotary Nickel-Titanium Files: An Atomic Force Microscopy Study. J Endod. juill 2008;34(7):859-62.

314. Vasconcelos RA, Arias A, Peters OA. Lateral and axial cutting efficiency of instruments manufactured with conventional nickel-titanium and novel gold metallurgy. Int Endod J. mai 2018;51(5):577-83.

315. de Vasconcelos RA, Murphy S, Carvalho CAT, Govindjee RG, Govindjee S, Peters OA. Evidence for Reduced Fatigue Resistance of Contemporary Rotary Instruments Exposed to Body Temperature. J Endod. mai 2016;42(5):782-7.

316. Venino PM, Citterio CL, Pellegatta A, Ciccarelli M, Maddalone M. A Micro–computed Tomography Evaluation of the Shaping Ability of Two Nickel-titanium Instruments, HyFlex EDM and ProTaper Next. J Endod. avr 2017;43(4):628-32.

317. Versluis A, Kim H-C, Lee W, Kim B-M, Lee C-J. Flexural Stiffness and Stresses in Nickel-Titanium Rotary Files for Various Pitch and Cross-sectional Geometries. J Endod. oct 2012;38(10):1399-403.

318. Viana ACD, Gonzalez BM, Buono VTL, Bahia MGA. Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel–titanium rotary endodontic instruments. Int Endod J. sept 2006;39(9):709-15.

319. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. J Endod. janv 1988;14(7):346-51.

320. Webber J. Shaping canals with confidence: WaveOne GOLD single-file reciprocating system. 2015;9.

321. Wolcott J, Himel VT. Torsional properties of nickel-titanium versus stainless steel endodontic files. J Endod. avr 1997;23(4):217-20.

322. Wu MH. Fabrication of Nitinol Materials and Components. Mater Sci Forum. mai 2002;394-395:285-92.

323. Wu M-K, Fan B, Wesselink PR. Leakage Along Apical Root Fillings in Curved Root Canals. Part I: Effects of Apical Transportation on Seal of Root Fillings. J Endod. 2000;26(4):7.

324. Wycoff RC, Berzins DW. An In Vitro Comparison of Torsional Stress Properties of Three Different Rotary Nickel-Titanium Files with a Similar Cross-Sectional Design. J Endod. août 2012;38(8):1118-20.

325. Yahata Y, Yoneyama T, Hayashi Y, Ebihara A, Doi H, Hanawa T, et al. Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending properties of nickel-titanium endodontic instruments. Int Endod J. juill 2009;42(7):621-6.

326. Yamamura B, Cox TC, Heddaya B, Flake NM, Johnson JD, Paranjpe A. Comparing Canal Transportation and Centering Ability of EndoSequence and Vortex Rotary Files by Using Micro–Computed Tomography. J Endod. août 2012;38(8):1121-5.

327. Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ. Cyclic Fatigue of Three Types of Rotary Nickel-Titanium Files in a Dynamic Model. J Endod. janv 2006;32(1):55-7.

328. Yared G. In Vitro Study of the Torsional Properties of New and Used ProFile Nickel Titanium Rotary Files. J Endod. juin 2004;30(6):410-2.

329. Yared GM, Dagher FEB, Machtou P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. Int Endod J. mai 2000;33(3):204-7.

330. Yazdizadeh M, Skini M, Goosheh SMH, Jafarzadeh M, Shamohammadi M, Rakhshan V. Effect of Deep Cryogenic Treatment on Cyclic Fatigue of Endodontic Rotary Nickel Titanium Instruments. 2017;4.

331. Ye J, Gao Y. Metallurgical Characterization of M-Wire Nickel-Titanium Shape Memory Alloy Used for Endodontic Rotary Instruments during Low-cycle Fatigue. J Endod. janv 2012;38(1):105-7.

332. Yoldas O, Yilmaz S, Atakan G, Kuden C, Kasan Z. Dentinal Microcrack Formation during Root Canal Preparations by Different NiTi Rotary Instruments and the Self-Adjusting File. J Endod. févr 2012;38(2):232-5.

333. Young JM, Van Vliet KJ. Predictingin vivo failure of pseudoelastic NiTi devices under low cycle, high amplitude fatigue. J Biomed Mater Res. 15 janv 2005;72B(1):17-26.

334. Yum J, Cheung GS-P, Park J-K, Hur B, Kim H-C. Torsional Strength and Toughness of Nickel-Titanium Rotary Files. J Endod. mars 2011;37(3):382-6.

335. Zhao D, Shen Y, Peng B, Haapasalo M. Micro–Computed Tomography Evaluation of the Preparation of Mesiobuccal Root Canals in Maxillary First

Molars with Hyflex CM, Twisted Files, and K3 Instruments. J Endod. mars 2013;39(3):385-8.

336. Zhao D, Shen Y, Peng B, Haapasalo M. Root Canal Preparation of Mandibular Molars with 3 Nickel-Titanium Rotary Instruments: A Micro–Computed Tomographic Study. J Endod. nov 2014;40(11):1860-4.

337. Zhao D, Shen Y, Peng B, Haapasalo M. Effect of autoclave sterilization on the cyclic fatigue resistance of thermally treated Nickel-Titanium instruments. Int Endod J. oct 2016;49(10):990-5.

338. Zhou H, Peng B, Zheng Y-F. An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments: An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. Endod Top. sept 2013;29(1):42-54.

339. Zhou H, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng Y, Haapasalo M. Mechanical Properties of Controlled Memory and Superelastic Nickel-Titanium Wires Used in the Manufacture of Rotary Endodontic Instruments. J Endod. nov 2012;38(11):1535-40.

340. Zinelis S, Darabara M, Takase T, Ogane K, Papadimitriou GD. The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology. juin 2007;103(6):843-7.

341. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys - a review. Int Endod J. oct 2018;51(10):1088-103.

Table des matières

Sommaire 11
Liste des figures 12
Liste des tableaux 14
Introduction 17
1.Le nickel-titane 19
1.1 Le nickel-titane en endodontie 20
1.2 La transformation martensitique 22
1.3 La conception des instruments endodontiques en nickel-titane 34
1.3.1 La conception 34
1.3.2 Les traitements thermiques 38
2 Les principaux alliages de NiTi 41
2.1 La technologie Memory-Wire (M-Wire) 42
2.2 La technologie R-phase 44
2.3 La technologie Controlled Memory-Wire (CM-Wire) 46
2.4 La technologie Blue-Wire 48
2.5 La technologie Gold-Wire 49
2.6 La technologie T•Wire 50
2.7 La technologie MaxWire 51
2.8 La technologie C•Wire 52
2.9 La technologie Fire-Wire 52
3 Comportement des instruments traités thermiquement 53
3.1 Influence du traitement thermique sur les instruments endodontiques 53
3.1.1 Résistance à la rupture instrumentale 54
3.1.2 Efficacité de coupe 102
3.2 Influence du traitement thermique sur les microfissures dentinaires 103
3.3 Influence de la stérilisation sur les instruments traités thermiquement 105
4 Proposition d'une étude comparative s'agissant de l'influence de différents traitements thermiques sur la résistance à la fatigue 107
Conclusion 111
Références bibliographiques 112
Références bibliographiques électroniques 112

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

Vu la demande du doyen de la faculté d'odontologie de Lorraine sur le rapport du jury :

Président :	É. MORTIER – Professeur des universités
Membre du jury :	R. BALTHAZARD – Maître de conférences des universités (Co-directeur de thèse)
Membre du jury :	M. VINCENT – Maître de conférences des universités (Co-directeur de thèse)
Membre du jury :	R. GIESS – Assistant hospitalier universitaire
Membre invité :	F. MERAGHNI – Professeur des universités

le président de l'université de Lorraine autorise

Monsieur Guilhem FILHOL

né à CASTRES (Tarn) le 19 juillet 1993,

à soutenir et imprimer sa thèse en vue d'obtenir le diplôme d'État de docteur en chirurgie dentaire intitulée :

« APPORT DU TRAITEMENT THERMIQUE SUR LES INSTRUMENTS ENDODONTIQUES EN NICKEL-TITANE »

Nancy, le 21 septembre 2020

N° autorisation : 11405 C

Le président de l'université de Lorraine

P. MUTZENHARDT

FILHOL Guilhem – Apport du traitement thermique sur les instruments endodontiques en nickel-titane

Nancy 2020 : 141 pages, 16 figures, 22 tableaux

Th. : Chir.-Dent. : Nancy 2020

Mots-clefs : Nickel-titane, Traitement thermique, Martensite, Austénite

Résumé : Malgré les évolutions apportées au NiTi conventionnel depuis le début des années 90, les instruments de mise en forme canalaire mécanisées présentent encore quelques inconvénients comme une faible résistance à la rupture et une flexibilité réduite pour les instruments à forte conicité. Afin de pallier ces défauts, les chercheurs ont développé différents procédés parmi lesquels nous retrouvons les traitements thermiques. Si les procédés de conception et fabrication et notamment les traitements thermiques, apparaissent comme extrêmement intéressants à comprendre et à étudier, ils sont malheureusement soumis aux secrets industriels et donc peu retrouvés dans la littérature internationale. Ce travail a pour objectif d'avancer dans la compréhension des différents mécanismes mis en jeu lors de l'utilisation d'instruments en NiTi et de faire le point, revue de littérature à l'appui, sur l'apport des traitements thermiques sur le comportement mécanique des instruments NiTi. Enfin, nous proposerons un protocole de recherche permettant de déterminer l'influence des traitements thermiques sur la résistance à la fatigue des instruments en NiTi.

Jury :

Président :	Pr Éric Mortier
Membres :	Dr Rémy Balthazard
	Dr Marin Vincent
	Pr. Fodil Meraghni (invité)
Directeurs de thèse :	Dr Rémy Balthazard
	Dr Marin Vincent

Adresse de l'auteur

FILHOL Guilhem

13 RUE LAKANAL 31000 Toulouse