

Année 2018

N° 3482

Intérêt des traitements de surface des instruments endodontiques en nickel titane

THESE POUR LE DIPLÔME D'ETAT DE DOCTEUR
EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement par

Nadine SOULARD

Née le 27/02/1992

Le 7 juin 2018 devant le jury ci-dessous :

Président : Mme le Professeur Fabienne Pérez

Assesseur : Mme le Docteur Fabienne Jordana

Assesseur : Mr le Docteur Alexis Gaudin

Directeur de thèse : Mr le Docteur Davy Aubeux

UNIVERSITÉ DE NANTES	
Président	Pr LABOUX Olivier
FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE	
Doyen	Pr GIUMELLI Bernard
Assesseurs	Dr RENAUDIN Stéphane Pr SOUEIDAN Assem Pr WEISS Pierre
Professeurs des Universités Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.	
Monsieur AMOURIQ Yves Monsieur GIUMELLI Bernard Monsieur LE GUEHENNEC Laurent Monsieur LESCLOUS Philippe	Madame ALLIOT-LICHT Brigitte Madame PEREZ Fabienne Monsieur SOUEIDAN Assem Monsieur WEISS Pierre
Professeurs des Universités	
Monsieur BOULER Jean-Michel	
Professeurs Emérites	
Monsieur BOHNE Wolf	Monsieur JEAN Alain
Praticiens Hospitaliers	
Madame DUPAS Cécile (Praticien Hospitalier) Madame LEROUXEL Emmanuelle (Praticien Hospitalier)	Madame HYON Isabelle (Praticien Hospitalier Contractuel) Madame GOEMAERE GALIERE Hélène (Praticien Attaché)
Maîtres de Conférences des Universités Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.	Assistants Hospitaliers Universitaires des C.S.E.R.D.
Monsieur AMADOR DEL VALLE Gilles Madame ARMENGOL Valérie Monsieur BADRAN Zahi Madame BLERY Pauline Monsieur BODIC François Madame DAJEAN-TRUTAUD Sylvie Madame ENKEL Bénédicte Monsieur GAUDIN Alexis Monsieur HOORNAERT Alain Madame HOUCHMAND-CUNY Madline Madame JORDANA Fabienne Monsieur KIMAKHE Saïd Monsieur LE BARS Pierre Madame LOPEZ-CAZAUX Serena Monsieur NIVET Marc-Henri Madame RENARD Emmanuelle Monsieur RENAUDIN Stéphane Madame ROY Elisabeth Monsieur STRUILLOU Xavier Monsieur VERNER Christian	Monsieur ABBAS Amine) Monsieur AUBEUX Davy Madame BARON Charlotte Madame BEAURAIN-ASQUIER Mathilde Madame BERNARD Cécile Monsieur BOUCHET Xavier Madame BRAY Estelle Madame CLOITRE Alexandra Madame LE LAUSQUE Julie Madame LEMOINE Sarah Monsieur LOCHON Damien Madame MERCUSOT Marie-Caroline Monsieur NEMIROVSKY Hervé Monsieur OUVRARD Pierre Monsieur RÉTHORÉ Gildas Monsieur SARKISSIAN Louis-Emmanuel Madame WOJTIUK Fabienne
Maître de Conférences	
Madame VINATIER Claire	
Enseignants Associés	
Monsieur KOUADIO Ayepa Madame LOLAH Aoula	Madame MERAMETDJIAN Laure Madame RAKIC Mia

**Par délibération, en date du 6 décembre 1972, le Conseil de la
Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que les opinions émises
dans les dissertations qui lui seront présentées doivent être
considérées comme propres à leurs auteurs et qu'il n'entend leur
donner aucune approbation, ni improbation.**

A Mme le Pr Fabienne PÉREZ

Professeur des Universités
Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche Dentaires
Docteur de l'Université de Toulouse 3
Habilité à Diriger des Recherches
Chef du département d'Odontologie Conservatrice - Endodontie
Chef du Service d'Odontologie Conservatrice et Pédiatrique

- NANTES -

Pour m'avoir fait l'honneur de présider ce jury de thèse,

Pour votre efficacité et votre disponibilité,

Pour la qualité de vos enseignements théoriques et cliniques tout au long de mes études,

Veillez trouver ici l'expression de mes sincères remerciements et de mon profond respect.

A Mr le Dr Davy AUBEUX

Assistant Hospitalier Universitaire des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche
Dentaires
Département Odontologie Conservatrice – Endodontie

- NANTES -

*Pour m'avoir fait l'honneur de diriger cette thèse,
Pour votre gentillesse, votre disponibilité et votre implication,
Pour le temps que vous avez consacré aux corrections,
Pour la qualité de votre enseignement lors des vacances d'endodontie,
Pour la qualité des soins que vous m'avez prodigué,
Veuillez recevoir le témoignage de ma sincère gratitude et de ma grande estime à votre
égard.*

A Mme le Dr Fabienne JORDANA

Maître de Conférences des Universités

Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche Dentaires

Docteur de l'Université de Bordeaux

Département de Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux,
Biophysique, Radiologie.

- NANTES -

*Pour m'avoir fait l'honneur de participer à ce jury,
Pour votre gentillesse et votre disponibilité lors des vacations de prothèse,
Veuillez recevoir l'expression de ma sincère gratitude.*

A Mr le Dr Alexis GAUDIN

Docteur en Chirurgie Dentaire

Maître de Conférences des Universités

Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche Dentaires

Docteur de l'Université de Nantes

Ancien Interne des Hôpitaux de Toulouse

Département Odontologie Conservatrice – Endodontie

- NANTES –

Pour m'avoir fait l'honneur de participer à ce jury de thèse,

Pour la qualité de votre enseignement,

Veillez trouver ici l'expression de ma reconnaissance et de mon profond respect.

Sommaire

1. Introduction.....	10
2. Alliage Nickel-Titane.....	11
2.1. Historique du Nickel-Titane.....	11
2.2. Caractéristiques et propriétés des alliages Ni-Ti.....	11
2.2.1 La transformation martensitique.....	12
2.2.2. Super-élasticité et effet mémoire de forme.....	13
2.2.3. La flexibilité.....	14
2.3. Biocompatibilité et corrosion.....	15
2.4. Facteurs pouvant altérer les propriétés du Ni-Ti.....	16
2.4.1. L'irrigation canalaire.....	16
2.4.2. La stérilisation.....	19
3. Traitement endodontique et fracture instrumentale.....	21
3.1. Mécanismes de fracture.....	21
3.2. Causes des fractures.....	23
3.2.1. Facteurs anatomiques responsables de la fracture.....	23
3.2.2. Facteurs mécaniques responsables de la fracture.....	24
3.2.3. Facteurs individuels liés à l'opérateur.....	24
4. Le traitement de surface des instruments Nickel-Titane.....	26
4.1. Traitement électrochimique.....	26
4.1.1. Principe du traitement électrochimique.....	27
4.1.2. Intérêt sur l'état de surface.....	27
4.1.3. Intérêt sur la résistance à la fatigue cyclique.....	29
4.1.4. Intérêt sur la résistance à la torsion.....	29
4.1.5. Intérêt pour l'efficacité de coupe.....	30
4.1.6. Intérêt pour la résistance à la corrosion.....	30
4.1.7. Bilan.....	30
4.2. Les traitements thermiques.....	33
4.2.1. Phase R.....	33
4.2.2. M-Wire.....	35
4.2.3. CM Wire.....	38
4.2.4. Bilan.....	41
4.3. Le traitement ionique.....	43
4.3.1. L'implantation ionique.....	43

4.3.2.	Nitruration thermique	47
4.3.3.	Dépôt chimique en phase vapeur	47
4.3.4.	Dépôt physique en phase vapeur	47
4.3.5.	Conclusion	48
4.4.	Le traitement cryogénique	51
4.5.	Comparaison Ni-Ti classique et Ni-Ti traité	51
5.	Les instruments disponibles sur le marché	55
6.	Conclusion	57
	Références bibliographiques	58
	Table des illustrations.....	67
	Table des tableaux.....	68

1. Introduction

L'alliage Nickel-Titane (Ni-Ti), succédant à l'acier, est aujourd'hui utilisé dans la fabrication des limes endodontiques. Cet alliage bénéficie de propriétés pseudo-élastiques qui en font l'alliage de choix dans la composition des instruments actuels. Ces derniers permettent une meilleure gestion de l'anatomie endo-canaulaire parfois complexe et notamment des canaux courbes.

Cependant, une augmentation de l'incidence de la fracture instrumentale a vu le jour avec l'avènement des instruments en Nickel-Titane. En effet, leurs propriétés pseudo-élastiques en font des instruments plus fragiles que ceux en acier(1). Par ailleurs, la méthode de fabrication par usinage, est un facteur de risque supplémentaire de fracture puisque les lames d'usinage laissent sur la surface de l'instrument des rainures et autres défauts. Ces derniers agissent comme des points de concentration des contraintes et entraînent une fragilité accrue de l'instrument.

Pour pallier les inconvénients des instruments en Ni-Ti, les industriels ont mis au point des traitements de surface permettant de réduire les risques de fracture instrumentale. Ces traitements, thermiques, chimiques ou mécaniques peuvent en effet être appliqués sur la surface des instruments en Ni-Ti permettant ainsi d'améliorer les propriétés mécaniques de ces instruments.

Ces traitements ont pour vocation d'améliorer l'état de surface ainsi que les propriétés mécaniques des instruments telles que leur résistance à la fatigue cyclique, leur résistance à la torsion et leur efficacité de coupe. En minimisant la fracture instrumentale, ils permettent ainsi de sécuriser la mise en forme canalaire.

Il existe différentes techniques de traitement de surface. Les plus couramment retrouvées sont le traitement thermique et le traitement électrochimique. D'autres traitements tels que l'implantation ionique et le traitement cryogénique existent mais ne sont pas encore utilisés en odontologie.

L'objectif de ce travail est de décrire les différents types de traitements de surface et de mettre en avant leurs intérêts sur les propriétés mécaniques des instruments. Un point sera fait sur les limes endodontiques, disposant d'un traitement de surface, disponibles sur le marché. Enfin, l'intérêt des instruments uniques sera abordé.

2. Alliage Nickel-Titane

2.1. Historique du Nickel-Titane

Les traitements endodontiques étaient dans les années 1950 réalisés avec des instruments manuels en acier inoxydable. Du fait de leur grande rigidité, ceux-ci étaient souvent responsables de modifications de trajectoire canalaire, de création de faux canaux, de déplacement foraminaux voire de perforations. En 1970, le nickel-titane, déjà utilisé dans certains domaines tels que l'aéronautique, fait son apparition en odontologie et plus précisément pour la fabrication des arcs orthodontiques. En 1985, Roane démontre l'intérêt de la rotation continue pour le centrage et le respect des trajectoires des instruments manuels. En 1988, Walia fabrique les premières limes endodontiques en Nickel-Titane à partir de fils orthodontiques. Deux ans plus tard, les premiers instruments endodontiques utilisés en rotation continue apparaissent (Canal Master® et Lightspeed®). Le développement permanent d'instruments en Nickel-Titane a permis de révolutionner et de sécuriser les traitements endodontiques grâce à une ergonomie améliorée, en diminuant le risque de transport canalaire et en améliorant la préparation par une forte conicité.

De nos jours, de multiples modèles de limes sont disponibles sur le marché, variant par leur diamètre, leur conicité, leur traitement de surface ou leur design (section de coupe).

2.2. Caractéristiques et propriétés des alliages Ni-Ti

Avant tout, notons que les termes « austénite » et « martensite » employés tout au long de ce travail désignent en réalité les phases constitutives des aciers composés d'atomes de fer et de carbone. Par abus de langage, ils sont également utilisés pour décrire les formes du Ni-Ti.

L'alliage nickel-titane (Ni-Ti) est souvent qualifié de matériau « exotique »⁽²⁾ par sa non-conformité aux règles classiques de métallurgie. En effet, les alliages Ni-Ti utilisés en endodontie sont composés, en poids, d'environ 56% de nickel et 44% de titane. D'un point de vue atomique, l'alliage contient autant d'atomes de titane que d'atomes de nickel. Il est ainsi considéré comme équiatomique.

Cependant, l'alliage peut exister sous différentes formes cristallographiques possédant chacune des propriétés mécaniques spécifiques. L'austénite, la martensite et la phase R sont les différentes formes possibles. Ainsi les propriétés mécaniques du matériau dépendent de la proportion relative et du caractère de chaque phase.

L'innovation apportée par les instruments Ni-Ti est associée aux propriétés pseudo élastiques (super-élasticité, mémoire de forme) de ce matériau, appartenant à la famille des alliages à mémoire de forme (AMF). Ces propriétés reposent sur l'existence d'une transformation de phase appelée transformation martensitique.

2.2.1 La transformation martensitique

La transformation martensitique est une transformation quasi instantanée qui consiste en un changement de phase réversible entre deux états : l'austénite et la martensite. L'austénite est la forme haute température (de structure cristalline cubique faces centrées B2), alors que la martensite est la forme basse température (de structure monoclinique B19). Dans certains cas, une troisième phase intermédiaire peut faire partie de la transformation. Il s'agit de la phase R (de symétrie rhomboédrique). La transformation martensitique consiste en un réarrangement cristallographique avec modification du réseau cristallin sans diffusion des atomes de carbone.

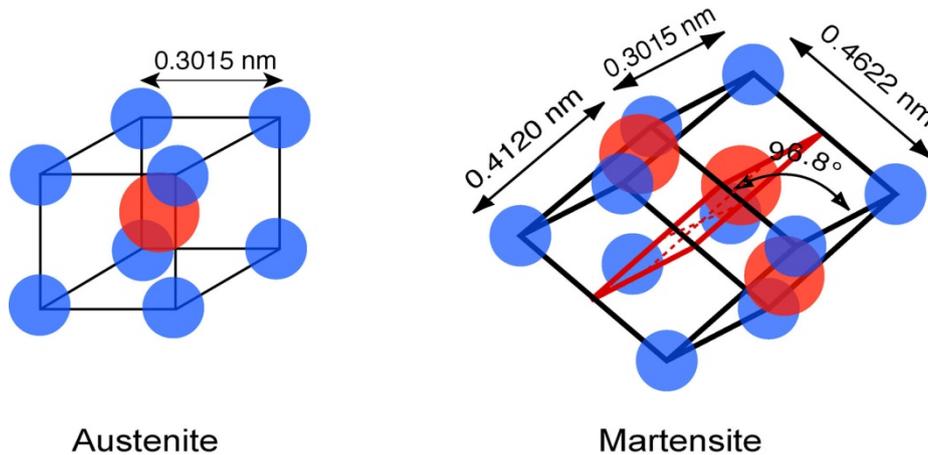


Figure 1: Structures cristallographiques de l'austénite et de la martensite(3)

Cette transformation n'a pas lieu à température constante. En effet, lorsque la phase martensite est chauffée, elle commence à se transformer en austénite. La température à laquelle ce phénomène débute est appelée Austenit start (As), ce qui correspond à la température de début de transformation de l'austénite. Lorsque la transformation est complète, la température atteinte est appelée Austenit finish (Af). Inversement, lorsque l'austénite est refroidie, elle commence à se transformer en martensite. La température à laquelle ce phénomène commence est appelée Martensit start (Ms). Ainsi Martensit finish (Mf) correspond à la température à laquelle toute la forme martensitique est formée.

Ces températures de transformation de phase ont ainsi une influence critique sur les propriétés mécaniques et sur le comportement des alliages Ni-Ti.

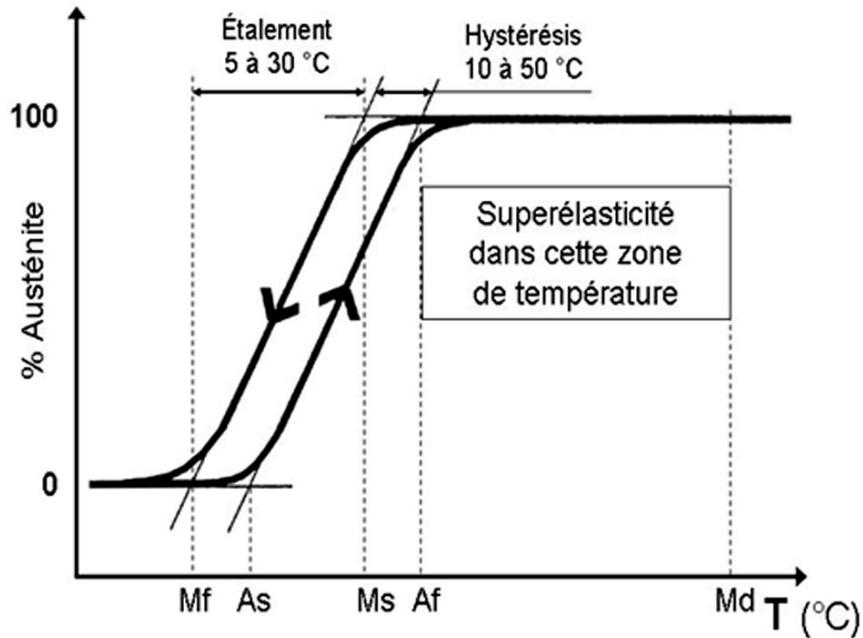


Figure 2 : Les températures de la transformation martensitique

La transformation martensitique peut donc se faire soit thermiquement, soit mécaniquement par l'application d'une contrainte. La température maximale pour laquelle il peut se produire une transformation sous contrainte est notée Md (martensite déformation).

2.2.2. Super-élasticité et effet mémoire de forme

La super-élasticité peut être définie ainsi : A une température supérieure à Af, l'alliage Ni-Ti présente la capacité de se déformer de manière réversible sous l'effet d'une contrainte (exprimée en pourcentage de l'état initial austénitique). Ainsi, après relâchement de la contrainte, la forme initiale est retrouvée.

Grâce à cette propriété, les instruments endodontiques en Ni-Ti sont capables de subir dix fois plus de contraintes que ceux en acier. En effet, lorsqu'une contrainte est appliquée aux alliages à mémoire de forme, ils sont capables de se déformer jusqu'à 8%, en ne gardant pas de déformation résiduelle lorsque la contrainte cesse. Grâce à la super-élasticité, l'augmentation de la conicité des limes a pu être réalisée, permettant une meilleure mise en forme canalaire tout en respectant la trajectoire.

Dans le domaine stable de l'austénite, c'est-à-dire à une température supérieure à Af, lorsqu'une contrainte est appliquée, le Ni-Ti, initialement sous forme austénitique, subit une déformation proportionnelle à la contrainte. A partir d'une certaine contrainte (σ_c), la transformation martensitique débute, et donne lieu à un état où la martensite et l'austénite coexistent. C'est dans ce domaine que la déformation est maximale (ϵ_f) et que le comportement est super-élastique. Lorsque la contrainte cesse, le Ni-Ti revient sous forme austénite pure (c). La température ambiante correspond à la température du domaine stable de l'austénite. C'est l'effet mémoire de forme simple sens.

L'analyse par calorimétrie différentielle à balayage a montré que la température A_f des instruments endodontiques conventionnels était proche de 25°C (4). Par conséquent, ces instruments présentent un comportement super-élastique lors de l'utilisation clinique.

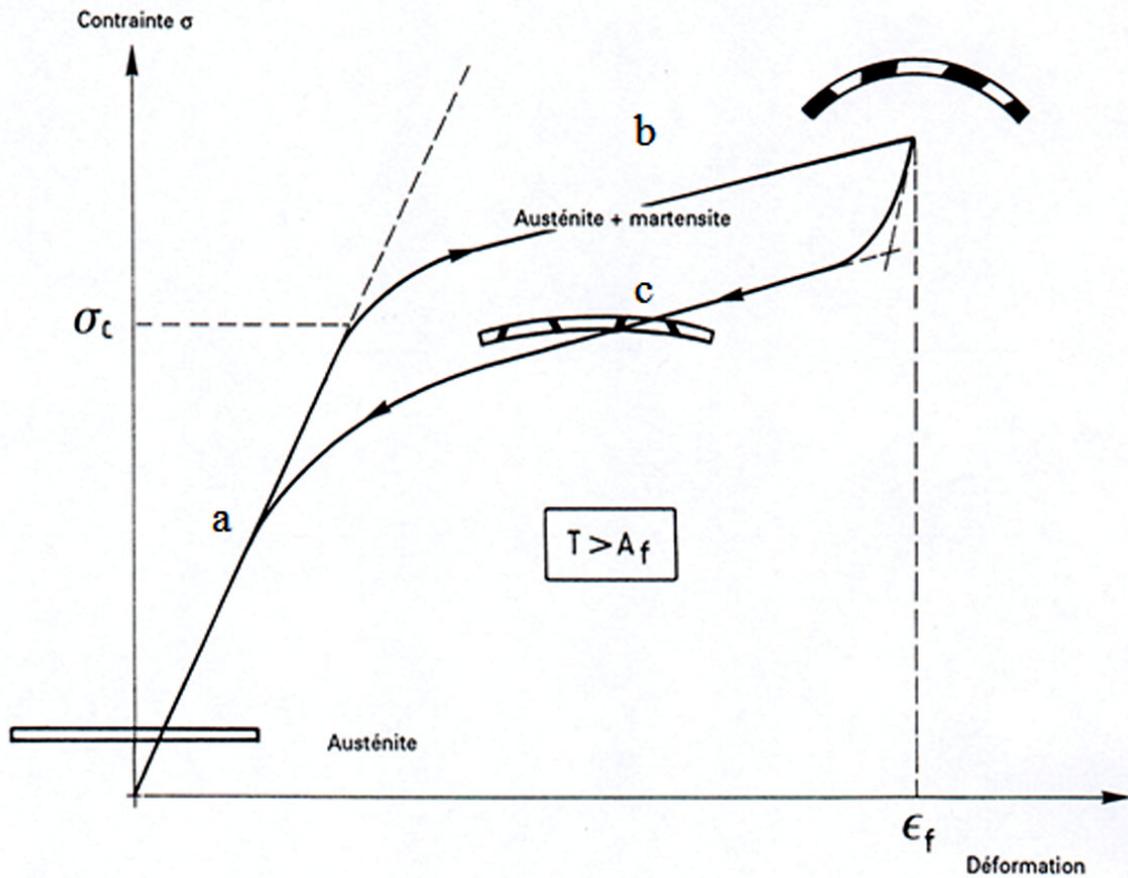


Figure 3 : La super-élasticité du Nickel-Titane(5)

2.2.3. La flexibilité

La flexibilité est la propriété selon laquelle un matériau souple peut être courbé ou plié sans se rompre(6).

La flexibilité se traduit par le fait que la force de retour vers la forme initiale est très faible, ce qui permet à l'instrument de rester dans la trajectoire canalaire, surtout dans la portion apicale. Une faible force suffit pour courber l'instrument. De ce fait, Esposito et Cunningham(7) ont montré que les limes en Ni-Ti sont plus efficaces que les limes en acier pour garder la forme d'origine du trajet canalaire quand la préparation apicale dépasse les $30/100^{\text{ème}}$. Cette propriété explique également le fait que les fabricants puissent augmenter la conicité des limes Ni-Ti sans risque de complication lors de la mise en forme canalaire. Au contraire, les limes en acier présentent des conicités de 2% car n'ayant pas cette propriété de flexibilité, elles doivent être précourbées avant de pénétrer le système canalaire.

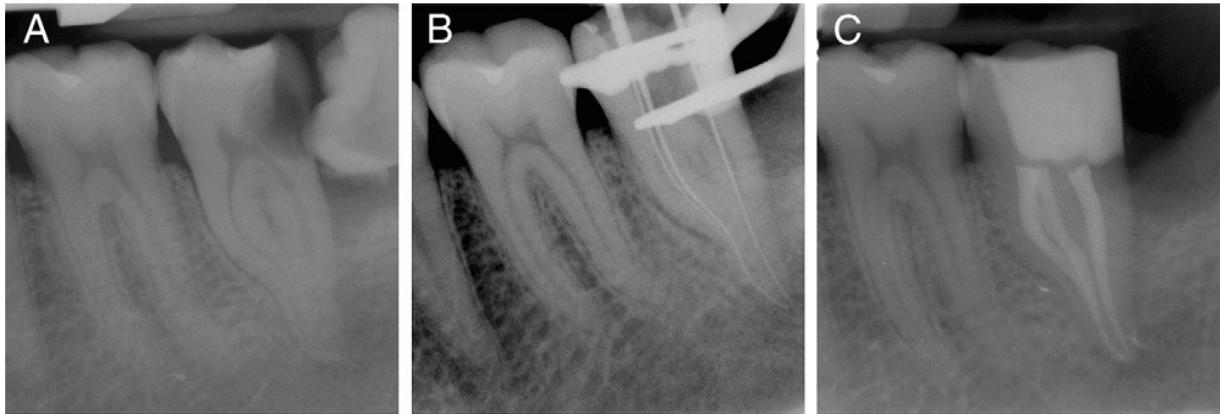


Figure 4: Double courbure des canaux mésiaux d'une 2^{ème} molaire mandibulaire, préparés avec des instruments Ni-Ti afin de gérer cette anatomie complexe (2)

2.3. Biocompatibilité et corrosion

La biocompatibilité peut être définie par la capacité d'un matériau à être accepté par le corps(8). Les matériaux générant une réaction non physiologique lorsqu'ils sont en contact avec les cellules, en fonction de l'ampleur de la réaction, vont être considérés comme non biocompatibles. En endodontie, il s'agit de la corrosion et de la libération d'ions toxiques, et en particulier la libération des ions nickel.

La corrosion désigne l'altération d'un matériau par réaction chimique avec un oxydant. En s'altérant, l'alliage nickel-titane entraîne la libération d'ions nickel. Or, celui-ci est connu pour être cytotoxique, allergène et carcinogène. Il est donc nécessaire de diminuer cette libération d'ions Nickel au sein de l'alliage pour augmenter sa biocompatibilité(9). De plus, l'élimination sélective du nickel de la surface du matériau, crée des lacunes de corrosion, donnant un aspect non lisse aux instruments.

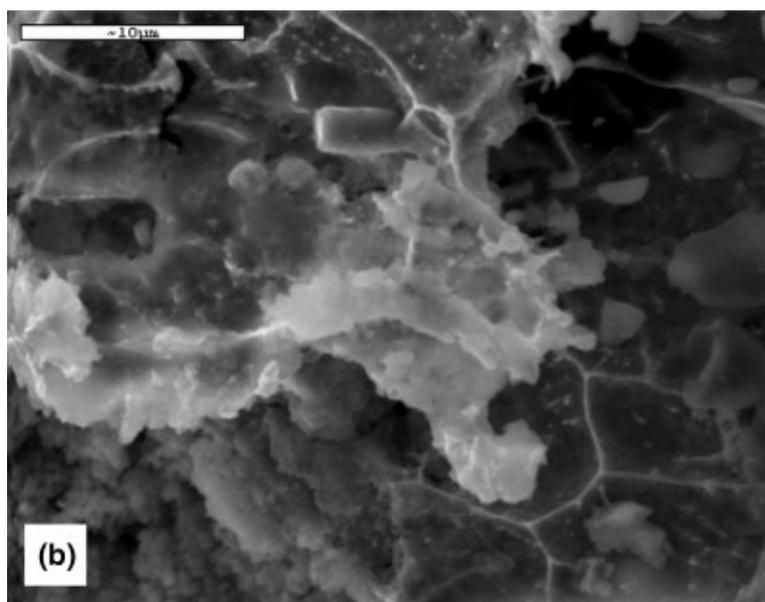


Figure 5 : Image en MEB de corrosion observée sur un instrument endodontique(10)

La résistance à la corrosion et la biocompatibilité sont donc intimement liées par le relargage de nickel (Ni).

L'analyse de la littérature prouve que la résistance à la corrosion et la biocompatibilité du Ni-Ti sont excellentes(8).

- Le Ni-Ti est protégé de la corrosion par une couche de TiO₂ qui peut être améliorée par le traitement électrochimique.
- Le taux de nickel relargué est minimal.
- le Ni-Ti montre une très bonne biocompatibilité et ne provoque pas de réactions toxiques ou génotoxiques lorsqu'il est en contact avec un environnement physiologique(11).

Il a été démontré que la présence d'irrégularités de surface sur les limes Ni-Ti les rendent plus vulnérables à la corrosion et à la fracture(12). Lors du traitement endodontique, les mécanismes de corrosion peuvent être activés pendant la préparation chimio-mécanique, les procédures de nettoyage et de désinfection(13).

2.4. Facteurs pouvant altérer les propriétés du Ni-Ti

2.4.1. L'irrigation canalaire

L'hypochlorite de sodium (NaOCl) est un irrigant canalaire qui fait partie de la famille des dérivés chlorés. L'hypochlorite de sodium est la solution de référence en endodontie pour l'irrigation canalaire, du fait de son action de dissolution des composants organiques et de désinfection des tissus(14). Le NaOCl a la capacité de dissoudre la matière organique (Hand et al 1978, Koskinen et al 1980). Celui-ci est également actif sur les bactéries, les levures et les virus (Rutala 1990, Dychdala 1991, Best et al 1994, Rutala et Weber 1997). Les instruments endodontiques entrent en contact avec le NaOCl dans le Clean-Grip et surtout pendant la mise en forme canalaire. Les effets du NaOCl sur la corrosion et sur la résistance à la fatigue cyclique du Ni-Ti sont détaillés ci-dessous.

2.4.1.1. Effet sur la corrosion

Il a été démontré que le NaOCl est corrosif pour les métaux. Les schémas de corrosion impliquant l'élimination sélective de Nickel à la surface de l'instrument peuvent créer un micropitting(15). Ces micropittings correspondent à des zones dans lesquelles les contraintes s'accumulent et créent des fissures.

Le NaOCl contient des ions Cl⁻ actifs qui augmentent habituellement le taux de corrosion(15). Ils agissent comme un agent oxydant, élevant ainsi le potentiel électrochimique jusqu'au potentiel critique où la corrosion apparaît. La résistance à la corrosion des instruments canaux pourrait influencer leur comportement clinique. En effet, il est probable que la corrosion par piqûre ou caverneuse, augmente la probabilité de rupture par fatigue.

Lors du nettoyage des limes, le NaOCl n'a pas d'incidence sur la résistance à la fatigue cyclique(16). En revanche, le Ni-Ti montre des signes évidents de corrosion après immersion dans le NaOCl(16).

Berutti(17) constate également la formation de corrosion après immersion de l'instrument dans le NaOCl mais l'attribue au phénomène galvanique qui se produit entre la tige d'or du ProTaper® et le reste de l'instrument en Ni-Ti. Novoa(10) conclue de la même façon et précise que la corrosion se produit à un pH supérieur à 12,3. Aussi, la corrosion serait observée lorsque la contrainte appliquée dépasse la contrainte critique de la transformation martensitique(18). Cependant ces observations sont contradictoires avec d'autres études qui n'ont pas observé de signe de corrosion après immersion des instruments dans le NaOCl(19–21).

Il est normal d'obtenir une corrosion importante lorsque le temps d'immersion est long avec une concentration élevée de la solution d'hypochlorite de sodium ou lorsque les températures sont élevées. Néanmoins, dans les conditions normales d'utilisation (concentration de 2,5%, immersion rapide et température ambiante(22)) les instruments endodontiques en Ni-Ti ne subissent pas de corrosion.

Les résultats des études sont récapitulés dans le tableau ci-dessous :

	Température (°C)	Temps d'immersion	Concentration	Corrosion	Remarque
O'Hoy(16)	*	18h	1%	Oui	4 instruments sont testés : ProFile® est celui ayant le moins de corrosion
	*	10 cycles de nettoyage (nettoyage, rinçage, immersion 10mn dans NaOCl puis 5mn d'ultrasons)	1%	Non	
Darabara(21)	37	1h	5,25%	Non	pH=10,6
Berutti(17)	50	5mn	5%	Oui	Corrosion observée seulement lorsque l'instrument est entièrement immergé dans le NaOCl
Novoa(10)	Ambiante	100mn	5,25%	Oui	Corrosion principalement lorsque le NiTi est couplé galvaniquement à la tige plaquée or et à pH > 12,3
Peters(20)	21 60	2h	5,25%	Non Oui	
Elnaghy(19)	37°C	3mn	5%	Non	
Yokoyama(18)	Ambiante	2h	5%	Oui	Corrosion lorsque la contrainte appliquée dépasse la contrainte critique de la transformation martensitique.

* : donnée absente

Tableau 1 : Récapitulatif de l'effet du NaOCl sur la corrosion

2.4.1.2. Effet sur la résistance à la fatigue cyclique

Les études montrent une incidence négative de l'hypochlorite de sodium sur la résistance à la fatigue cyclique mais seulement lorsque l'instrument entier, y compris le mandrin est immergé (17,19,20). Dans la réalité clinique, le mandrin est bloqué dans la tête du contre angle, et n'est donc pas en contact avec l'hypochlorite de sodium. En conclusion, l'irrigation canalaire n'a pas d'influence sur la résistance à la fatigue cyclique des instruments de mise en forme canalaire.

2.4.2. La stérilisation

Les prions sont des protéines qui sont associées à des maladies neurodégénératives mortelles communément appelées encéphalopathies spongiformes transmissibles(23). Le traitement endodontique peut présenter un risque de transmission de maladies à prions par le contact des instruments avec les branches périphériques du nerf trijumeau(24). L'institut Robert-Koch a donc catégorisé les instruments endodontiques en 2006 comme des instruments critiques en raison du contact étroit avec les tissus et le sang. Selon le Guide de Bonnes Pratiques de désinfection des dispositifs médicaux, le niveau de risque infectieux « critique » est attribué aux dispositifs médicaux destinés à être introduits dans le système vasculaire ou une cavité stérile. Ceci oblige l'utilisateur à stériliser les instruments(25).

Destination du matériel	Classement du matériel	Niveau de	
		risque infectieux	traitement requis
Introduction dans le système vasculaire ou une cavité stérile	Critique	Haut risque	Stérilisation ou usage unique stérile À défaut, désinfection de haut niveau

Tableau 2 : Signification du niveau « critique » relatif au risque infectieux(25)

A ce jour, il n'existe aucun consensus sur le nombre d'utilisation maximum des instruments endodontiques. C'est pourquoi, afin d'éviter un risque de contamination croisée, la stérilisation des instruments après chaque utilisation est nécessaire et obligatoire (26). La méthode la plus utilisée et la plus efficace est la stérilisation par autoclave à vapeur(27). D'autres techniques existent, notamment la stérilisation rapide à la vapeur ou la stérilisation à chaleur sèche.

2.4.2.1. Effet sur la résistance à la fatigue cyclique

La résistance à la fatigue cyclique est inchangée et n'est en aucun cas améliorée par les cycles de stérilisation(28–31).

2.4.2.2. Effet sur la résistance à la torsion

Concernant la résistance à la torsion, les cycles de stérilisation n'occasionnent pas de modification(32). Dans l'étude de Silvaggio, il n'y a pas eu de différence statistiquement significative entre le groupe stérilisé ou non. Néanmoins, quelques limes montraient une légère augmentation de la résistance à la torsion(33).

2.4.2.3. Effet sur l'efficacité de coupe

D'après certaines études, la stérilisation semble diminuer l'efficacité de coupe(34). En effet, les instruments stérilisés montrent des modifications au niveau de leur surface extérieure et dans leur composition chimique(31,34,35). Lors des cycles de stérilisation, la quantité d'oxyde de titane dans la couche superficielle augmente(34) et pourrait être la cause de cette diminution de l'efficacité de coupe. Il a par ailleurs été montré qu'un revêtement de nitrure de titane permettrait une protection contre ces altérations de surface, provoquées par de multiples cycles de stérilisation(26,36).

3. Traitement endodontique et fracture instrumentale

Selon Grossman « un dentiste qui n'a jamais fracturé d'instrument n'a pas traité assez de dents »(37). La littérature montre une incidence des fractures d'instruments, en acier inoxydable, située entre 2 et 6%(38,39). Les instruments en Ni-Ti ont été introduits pour faciliter et sécuriser la mise en forme canalaire en réduisant les complications per-opératoires telles que le zipping, les butées ou les perforations. Néanmoins selon certains auteurs, les instruments Ni-Ti semblent présenter un risque plus important de fracture(40,41).

3.1. Mécanismes de fracture

La fracture trouve toujours son origine dans une modification irréversible de la microstructure du matériau. Cette modification peut être liée à deux mécanismes : la fatigue en torsion et la fatigue en flexion de l'alliage(41,42).

En analysant la littérature, les avis divergent quant au mode de fracture le plus fréquent. Certaines études(43–45) ont indiqué que la majorité des instruments se fracturaient en raison de la fatigue en flexion. Ceci impliquerait qu'une utilisation dans un trop grand nombre de canaux serait le mécanisme de défaillance le plus important. Inversement, d'autres études(41) classent la fracture en torsion comme le mode dominant de fracture. Cette rupture en torsion résulterait de l'utilisation d'une force apicale excessive pendant l'instrumentation ou d'une forte courbure du canal.

Fatigue de Torsion :

La fracture de torsion survient lorsque la pointe de l'instrument est bloquée dans le canal alors que l'instrument continue de tourner(46). La limite élastique est alors dépassée. L'instrument subit une déformation plastique, puis la fracture survient. La rupture en torsion diminue à mesure que la taille de l'instrument augmente(47,48).

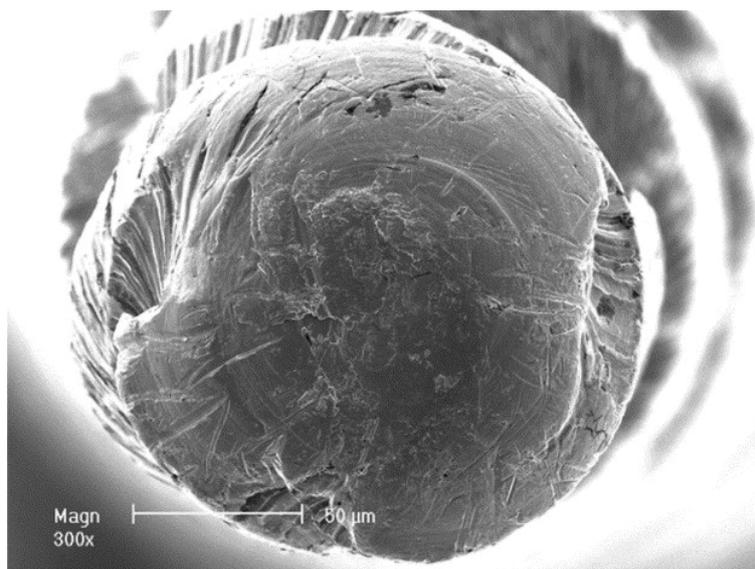


Figure 6 : Surface d'un instrument fracturé en torsion observé en MEB(46)

Fatigue de flexion :

Le terme de fatigue se réfère à la rupture retardée d'un matériau soumis à un stress cyclique. Elle se déroule en trois étapes: la nucléation de fissure, la croissance lente et progressive, et la rupture finale rapide. Selon Courtney, les fissures nucléées se développent à la suite d'un stress variant dans le temps, appelé stress cyclique(49).

La fracture par fatigue cyclique est provoquée par un processus de flexion. Elle se produit lorsque l'instrument tourne à l'intérieur d'un canal courbé et qu'il est soumis à un nombre excessif de cycles de tension-compression(50). La limite élastique du métal est alors dépassée. La mise en rotation des limes Ni-Ti dans les canaux courbes produit des modifications structurelles du matériau, créant une amorce de fissures à la surface du matériau(51). Celles-ci ne peuvent pas être détectées visuellement. Microscopiquement, l'usage répété des instruments entraîne une accumulation des variantes martensites/austénites qui sont à l'origine de dislocations entraînant l'usure, la fatigue et la fracture de l'instrument. La répétition de ces tensions conduit alors à une fracture sous l'effet du mécanisme de fatigue oligocyclique(52).

La rupture par flexion augmente à mesure que la taille de l'instrument augmente(47,48).

Plusieurs paramètres sont susceptibles d'influencer la résistance à la fatigue cyclique tels que la vitesse de rotation, l'état de surface des matériaux, la stérilisation, l'angle de courbure du canal à instrumenter et le nombre d'utilisations. Plus l'angle de courbure est grand, plus le nombre de cycles que les limes endodontiques peuvent tolérer est faible(53).

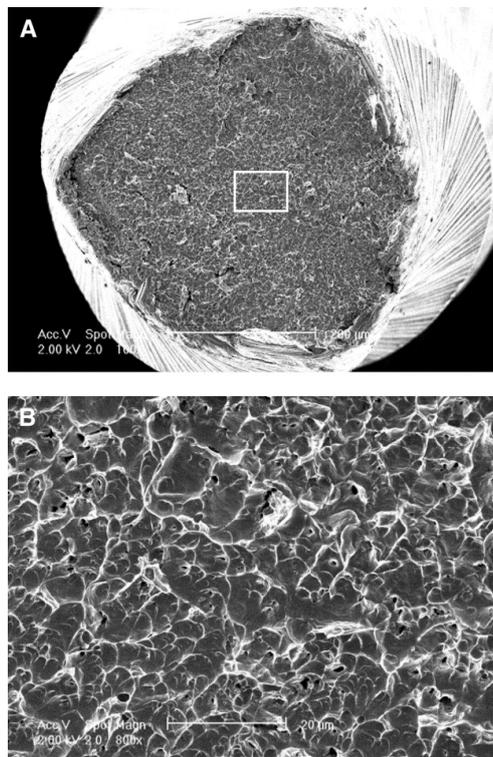


Figure 7: Surface de fracture résultant d'une fatigue en flexion observé en MEB(46)

3.2. Causes des fractures

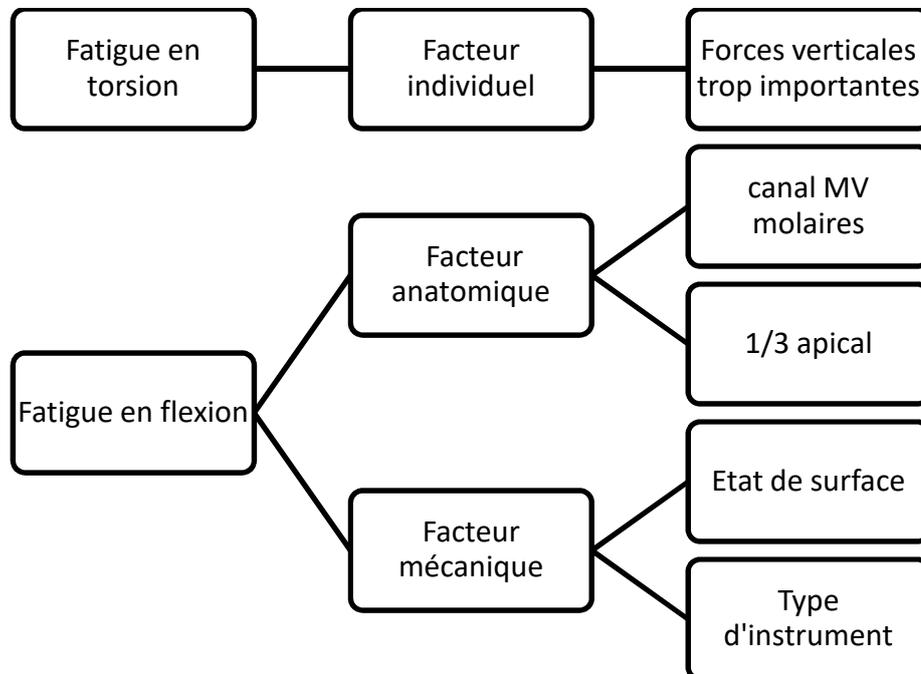


Figure 8: Schéma des causes de fractures possibles

3.2.1. Facteurs anatomiques responsables de la fracture

Lors de la mise en forme canalaire, les instruments rotatifs subissent des forces horizontales dues aux contraintes pariétales du canal et donc liées à l'anatomie canalaire.

La probabilité de fracturer un instrument est 33fois plus élevée dans le 1/3 apical que dans le 1/3 coronaire, et 6 fois plus élevée que dans le 1/3 moyen(54). Or, c'est dans le 1/3 apical que le diamètre canalaire est le plus petit.

La probabilité de fracturer un instrument dans le canal mésio-vestibulaire(MV) d'une molaire maxillaire est presque trois fois plus élevée que dans le canal disto-vestibulaire(DV)(54). Les mêmes fréquences sont retrouvées au niveau des molaires mandibulaires lorsque l'on compare les canaux MV et mésio-lingual(ML). Le canal MV des molaires mandibulaires est connu pour ses plus grandes courbures, situées dans les trois plans de l'espace (55). De plus, les canaux mésiaux des molaires mandibulaires se rejoignent pour former un foramen unique dans 49% des cas(56). Les canaux se rejoignent dans le tiers apical. Le canal principal s'incurve graduellement jusqu'à son extrémité et l'autre le rejoint en formant un angle abrupt. Ce dernier type de canal devrait être préparé jusqu'à la zone où il rejoint le canal principal car l'instrumentation sur toute la longueur de travail forcera la lime à se courber abruptement favorisant ainsi la fracture.

3.2.2. Facteurs mécaniques responsables de la fracture

L'état de surface :

Les limes endodontiques, en particulier celles de petit diamètre, peuvent présenter des problèmes lors de la fabrication. Il est fréquent de retrouver des défauts de surface ainsi qu'une rugosité importante des limes liés au processus d'usinage. Ces défauts apparaissent sous forme de rainure, de creux ou de micro-cracks et sont liés à la qualité des lames de coupe des robots d'usinage. La présence de défauts à la surface des instruments peut générer une fragilité des limes et favoriser la fracture(1,52,57). En effet, ces défauts de surface peuvent engendrer des amorces de fracture. Ils agissent comme des points de concentration de contrainte, diminuant leur résistance à la fracture par fatigue(52,58). On peut aussi observer des défauts plus importants sous forme de micro cracks, qui expliqueraient une fracture de l'instrument lors de la première utilisation(59). Lors, de l'utilisation de ces instruments, il est possible d'observer que les irrégularités de surface entraînent une adhésion importante de la smear layer aux instruments, diminuant ainsi l'efficacité de coupe. Cette smear layer, se loge également à l'intérieur des micro-cracks, ce qui les maintient ouverts et les accentue lors des contraintes. C'est la raison pour laquelle il est indiqué de nettoyer l'instrument avec de l'hypochlorite de sodium à 2,5%, après chaque passage dans un canal, afin d'éliminer les débris formés lors de la mise en forme. Selon Kuhn, le point de départ des fissures est lié aux défauts de surface et la fatigue cyclique est en grande partie corrélée à la propagation des fissures(1).

Le type d'instrument :

Tous les instruments ne se valent pas. Ils diffèrent par leur conicité, leur longueur, leur section transversale et leur diamètre. L'incidence de fracture est plus élevée pour les instruments de petit diamètre, plus susceptibles à la torsion(45,60). Cela pourrait être dû au fait que les instruments de petit diamètre sont les premiers à instrumenter le canal et à ménager l'espace nécessaire pour les instruments suivants. D'autres auteurs démontrent que ce sont les limes de plus gros diamètre qui présentent le taux de fracture le plus élevé(54).

3.2.3. Facteurs individuels liés à l'opérateur

Mandel et al. (25) ont suggéré que lorsque certains facteurs tels que la géométrie du canal, la vitesse de l'instrument et la séquence étaient maintenus constants, la capacité de l'opérateur semble être un facteur important de défaillance de l'instrument. Ces résultats sont soutenus par Parashos(26) qui rapporte que l'opérateur est la première cause de fracture instrumentale. En effet, une force verticale trop importante peut engendrer une rupture par torsion. Cependant, aucune différence significative concernant le taux de fracture n'a été rapportée entre des opérateurs expérimentés et inexpérimentés(54).

Chaque système Ni-Ti, que se soit en rotation continue ou en réciprocité, nécessite un «apprentissage». Ceci souligne l'importance d'une formation adéquate et d'une supervision initiale

lors de l'utilisation des systèmes endodontiques Ni-Ti car ces instruments se fractureront s'ils sont utilisés de manière incorrecte ou excessive(41).

4. Le traitement de surface des instruments Nickel-Titane

Un des facteurs responsables des fractures instrumentales sur lequel nous pouvons agir est l'état de surface des instruments. En effet, comme vu précédemment, après usinage des instruments en Ni-Ti il est possible d'observer des stries d'usinage, voire des microfissures, qui agissent comme des zones de concentration de contraintes et d'amorce de fissures lors des traitements endodontiques(1). Ces zones peuvent être le point de départ d'éventuelles fractures instrumentales. Des techniques ont été mises au point afin d'améliorer l'état de surface du nickel-titane des instruments, et ainsi retarder le plus possible la fracture. D'autres traitements existants, tels que les traitements thermiques, n'agissent pas sur l'état de surface mais directement sur les propriétés du matériau afin de le rendre plus maniable et résistant.

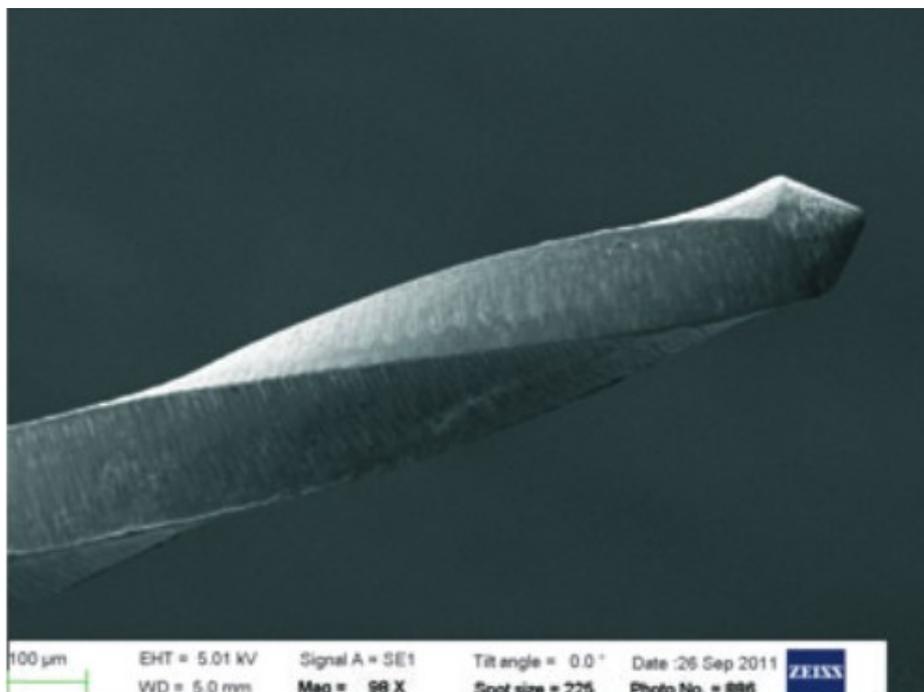


Figure 9 : Stries d'usinage d'un instrument endodontique observées en Microscopie Electronique à Balayage (61)

4.1. Traitement électrochimique

Le polissage électrolytique ou électro-polissage (EP) est un procédé qui permet de diminuer la quantité des défauts de surface des instruments Ni-Ti, afin de leur donner un aspect plus lisse. Ce traitement permet d'améliorer les propriétés mécaniques des instruments et permet également un nettoyage plus efficace de celui-ci après utilisation.

4.1.1. Principe du traitement électrochimique

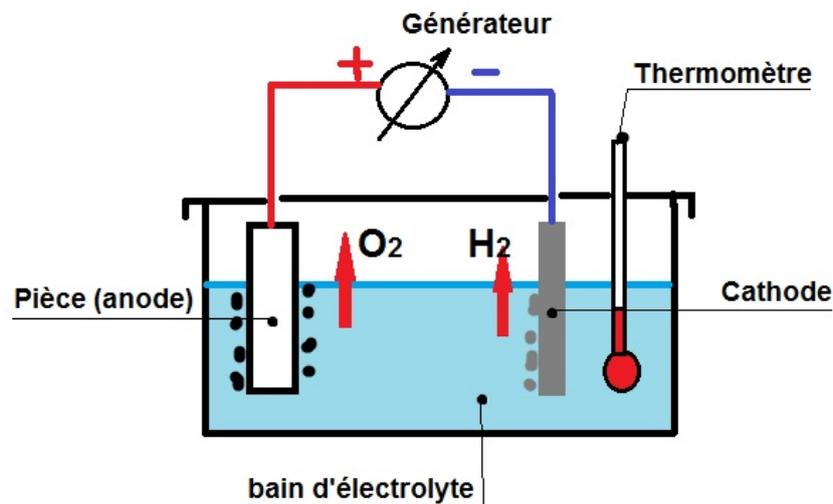


Figure 10: Bain d'électro-polissage(62)

Une lime, jouant le rôle d'anode, est introduite dans un bain électrolytique. Ce bain est souvent composé de solutions acides de haute viscosité (mélange d'acide sulfurique et phosphorique). L'instrument est relié à une électrode, la cathode, par l'intermédiaire d'un générateur qui applique un courant continu. Une réaction d'oxydation a ainsi lieu au niveau de l'anode(63). De cette manière, une dissolution sélective des ions s'effectue. En effet, le métal de l'instrument, en particulier dans les zones où le courant est le plus élevé (au niveau des zones en relief de l'instrument), est dissous dans la solution tandis qu'une réaction de réduction aura lieu à la cathode(64).

Cette réaction permet d'obtenir un aspect plus lisse à l'instrument. Le dégagement d'O₂, produit lors de la réaction d'oxydation, permet de renforcer l'action électrolytique. Le Titane présent à la surface s'oxyde en TiO₂ et protège ainsi de la corrosion. Les ions dissous de l'anode sont attirés vers la cathode, produisant une réaction de réduction, libérant de l'hydrogène(65).

L'électro-polissage entraîne une diminution de la quantité de nickel à la surface de l'alliage et par conséquent améliore sa résistance à la corrosion(66). Cette méthode est considérée comme la meilleure pour améliorer l'état de surface des dispositifs médicaux en Ni-Ti(67).

Plusieurs études ont été réalisées pour comprendre l'apport d'un traitement électrochimique à la fin du processus d'usinage des limes Ni-Ti. Les critères qui ont été testés sont l'état de surface, la résistance à la fatigue cyclique, l'efficacité de coupe et la résistance à la fatigue de torsion.

4.1.2. Intérêt sur l'état de surface

Nous allons nous intéresser dans un premier temps à l'analyse en microscopie électronique à balayage de l'aspect de surface de différents types de limes endodontiques avant et après électro-polissage.

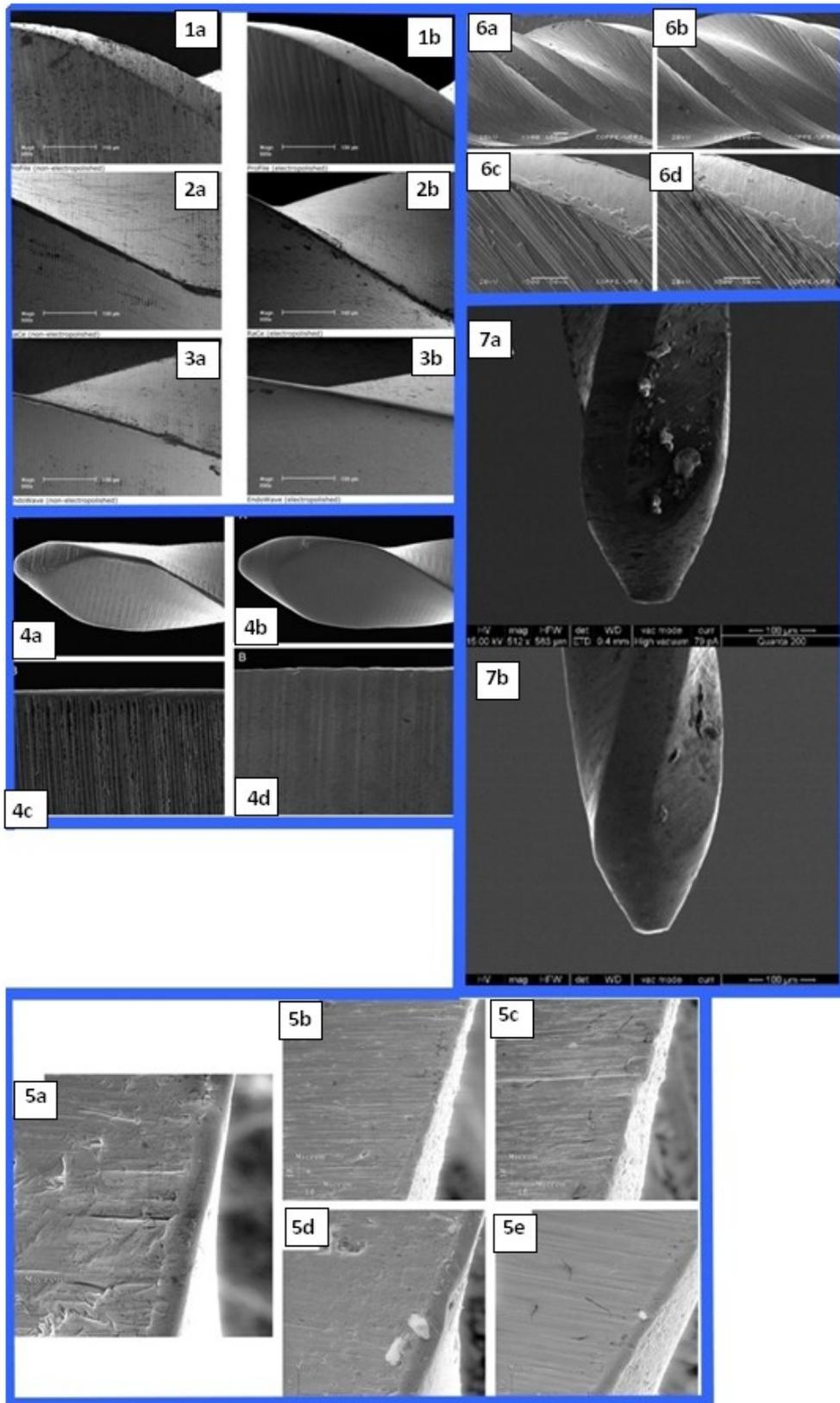


Figure 11 : mages de différents instruments polis et non polis observés au MEB (52,58,68–70) : 1a :ProFile® NEP ; 1b : ProFile® EP ; 2a : Race® NEP ; 2b : Race® EP ; 3a : Endowave® NEP ; 3b : Endowave® EP ; 4a et 4c : BioRace® NEP ; 4b et 4d : BioRace® EP ; 5a : Miltex® NEP ; 5bcde : Miltex® EP avec différentes conditions expérimentales ; 6ac : K3® NEP ; 6bd : K3® EP ; 7a : ProFile® NEP ; 7b : ProFile® EP

L'électro-polissage permet d'obtenir des instruments plus lisses. En effet, presque tous ces instruments vont être débarrassés de la plupart des stries, rainures, puits qui étaient présents avant le traitement de surface. Néanmoins, tous les instruments ne présentent pas le même état de surface après électro-polissage. Par exemple, les limes ProFile® (DentsplyMaillefer) après traitement de surface, présentent encore de nombreuses irrégularités, bien qu'il y ait une nette amélioration par rapport à son état après usinage.

Un seul instrument, la lime K3® (SybronEndo), ne semble pas avoir été impacté par l'EP étant donné qu'après usinage l'instrument présente déjà très peu de défauts. En somme, meilleure sera l'usinage initial de l'instrument, meilleur sera son état après polissage électrolytique.

4.1.3. Intérêt sur la résistance à la fatigue cyclique

La résistance à la fatigue cyclique est la propriété majoritairement testée dans les études. Anderson(58) est l'un des premiers à s'y être intéressé. Il démontre que l'électro-polissage augmente la résistance à la fatigue cyclique des instruments Endowave® (Morita), Race®(FKG) et ProFile® sauf lorsque ce dernier est testé dans des courbures de 45°. Néanmoins, le nombre de cycles effectué par l'instrument ProFile® non électropoli (NEP), est nettement supérieur à celui des autres instruments, qu'ils soient EP ou NEP. Cette excellente résistance à la fatigue cyclique de ProFile® serait liée à sa section de coupe en U.

Bui(68) s'intéresse également aux limes ProFile® et constate que l'EP diminue leur résistance à la fatigue cyclique.

Ces deux études n'obtiennent pas les mêmes résultats du fait de certaines différences dans les conditions expérimentales. En effet, les courbures des cylindres de verre dans lesquelles sont mises en rotation les limes n'ont pas le même rayon de courbure.

Lopes(52), Da Silva(70) et Kim(71) s'accordent à dire que l'EP augmente la résistance à la fatigue cyclique.

En observant les limes au MEB, Herold et al(72), ont montré que l'électro-polissage ne diminuait pas le développement de microfissures des instruments Endosequence®. Sa conclusion est basée sur le fait que les ProTaper®, qui n'ont pas subi de traitement de surface, résistent mieux que les Endosequence® qui eux sont électropolis. Cette conclusion est à relativiser puisque d'autres paramètres entrent en compte, notamment le design de l'instrument. De plus, l'étude est réalisée *ex vivo* sur des dents humaines et ne permet donc pas une normalisation des résultats. D'autres études s'accordent à dire qu'il n'y a pas de différence significative entre les groupes EP et NEP(69,72,73).

4.1.4. Intérêt sur la résistance à la torsion

Aucune des études n'a montré d'augmentation de la résistance à la torsion avec l'électro-polissage (58,68,69,71). En effet, en torsion, la lime est soumise à une seule contrainte : une grande déformation plastique se produit. L'instrument fracture suite aux forces de cisaillement qui

dépassent la limite d'élasticité du métal. La topographie de surface et les contraintes résiduelles jouent un moindre rôle dans la résistance à la torsion(74).

4.1.5. Intérêt pour l'efficacité de coupe

L'effet lissant de l'électro-polissage peut émousser les arêtes et ainsi diminuer l'efficacité de coupe des instruments. Cela nécessiterait une augmentation de la valeur du couple pendant la préparation canalaire puisque les zones de contact entre l'instrument et la paroi canalaire seraient plus grandes(75). Boessler(75) conclue donc à une diminution de l'efficacité de coupe. Selon lui, un torque plus élevé est nécessaire pour utiliser les ProTaper®, l'EP ayant une incidence négative sur les propriétés mécaniques du Ni-Ti.

Inversement, d'autres études ne constatent pas d'incidence négative de l'électro-polissage sur l'efficacité de coupe(68,70).

4.1.6. Intérêt pour la résistance à la corrosion

Le traitement électrochimique semble améliorer la résistance à la corrosion à long terme des limes(13,76). Ces résultats semblent contredire un article récent de Cheung (73). Cependant, les résultats de cette dernière étude étaient basés sur des tests de fatigue simples, sans tenir compte des changements chimiques dans la composition de la surface des instruments. De plus, la concentration d'hypochlorite de sodium plus faible (NaOCl 1,2%) et le temps d'immersion réduit de l'instrument (jusqu'à 8 minutes) pourraient expliquer cette discordance.

L'amélioration du comportement à la corrosion des dispositifs Ni-Ti électropolis a été attribuée au fait que l'électro-polissage homogénéise l'épaisseur et la topographie de la surface métallique(77). De plus, le polissage électrolytique pourrait modifier la composition chimique de la couche de surface en formant principalement de l'oxyde de titane. Ce dernier ayant un rôle important dans l'amélioration de la résistance à la corrosion(78).

Une étude de 2006 de Fukushima montre que le traitement électrolytique de surface augmente la résistance à la corrosion de l'alliage Ni-Ti de différentes façons :

- Le titane dans la couche de surface est oxydé en Ti^{4+} par le traitement de surface et devient plus stable.
- L'épaisseur de la couche de surface oxydée augmente après le traitement.
- La concentration de nickel dans la couche oxydée diminue après le traitement.
- Les caractéristiques de la couche de surface oxydée varient selon la composition de l'électrolyte(9).

4.1.7. Bilan

Toutes les études sont des études comparatives non randomisées bien menées et à ce titre sont des recommandations de grade B selon les critères de la HAS. Les tableaux suivants résument les conclusions des articles traités et mettent en évidence leurs biais.

		Amélioration de l'état de surface	Amélioration de l'efficacité de coupe	Augmentation de la résistance à la fatigue cyclique	Augmentation de la résistance à la torsion
Anderson et al(58)2007	EndoWave® (J Morita Corporation, Osaka, Japon)	Oui	Non testé	Oui	Non
	ProFile® (DentsplyMaillefer, Ballaigues, Suisse)	Oui	Non testé	Non	Non
	RaCe® (FKG, La-Chaux De Fonds, Suisse)	Oui	Non testé	Oui	Oui
Herold et al(72)2007	EndoSequence®(Brassler USA, Savannah, GA) ProFile® (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK)	Oui NEP>EP	Non testé	Non	Non testé
Cheung et al(73) 2007	HERO Shaper®(Micro-Mega, Becançon, France)			Non	
Bui et al(68)2008	ProFile® (Dentsly, Maillefer, Suisse)	Oui	Non	NEP>EP	Non
Barbosa et al(69)2008	K3®(SDS Kerr, Glendora, CA)	Non	Non testé	Non	Non
Lopes et al(52)2010	BioRace®(FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Suisse)	Non testé	Non testé	Oui	Non testé
Praisarnti et al(64)2010	FlexMaster® Race®			Oui	
Da Silva et al(70)2013	Miltex®(Miltex System, Miltex Inc., York, PA, USA)	Oui	Non	Oui	Non testé
Kim et al(71)2015	Système G6®(Global Top, Goyang, Korea) ProTaper®	Oui	Non testé	Oui	Non

Tableau 3 : Tableau récapitulatif des conclusions des études traitant de l'électro-polissage

	Les résultats sont issus d'un test statistique	La solution d'électrolyte est connue	La taille de l'échantillon est importante(≥ 30)	Les tests sont réalisés dans de l'hypochlorite de sodium	Le groupe témoin est constitué des mêmes limes que le groupe étudié
Anderson et al(58)2007	Oui	Non	Non	Non	Oui
Herold et al(72)2007	Oui	Non	Oui	Oui	Non
Cheung et al(73)2007	Oui	Non	Oui	Oui	Oui
Bui et al(68)2008	Oui	Non	Oui	Non	Oui
Barbosa et al(69)2008	Oui	Oui	Non	Non	Oui
Lopes et al(52)2010	Oui / Non	Non	Non	Non	Oui
Praisarnti et al(64)2010	Oui	Non	Oui	Oui	Non
Da Silva et al(70)2013	Non	Oui	Non	Non	Oui
Boessler et al(75)2009	Oui	Non	Non	Non	Oui
Kim et al(71)2015	Oui	Non	Oui	Non	Oui

Tableau 4 : Analyse des études et des biais

En résumé, l'électro-polissage améliore l'état de surface des instruments rotatifs en Nickel-Titane en les débarrassant des nombreux défauts provoqués par l'usinage. Cela améliore la résistance à la corrosion, mais cet effet semble être annulé par le caractère hautement corrosif de l'hypochlorite de sodium dans lequel est baigné l'instrument lors de l'instrumentation canalaire. L'EP n'améliore pas la résistance à la torsion.

En ce qui concerne la résistance à la fatigue cyclique, les résultats sont assez divergents. En effet, plusieurs facteurs varient tels que le type d'instrument, l'angle et le rayon de courbure. Néanmoins, l'électro-polissage n'affecte pas l'efficacité de coupe.

4.2. Les traitements thermiques

Le traitement thermomécanique a le pouvoir de modifier les températures de transformation de l'alliage. Il est ainsi possible d'obtenir de l'austénite, de la phase R et de la martensite stable à température ambiante en fonction du traitement thermique appliqué sur l'alliage. Il est également possible d'obtenir un mélange de ces trois phases, comme dans l'alliage M-Wire et CM-Wire. Les phases constitutives de l'alliage influenceront ainsi ses propriétés mécaniques(79).

La modification de la structure cristalline de l'alliage permet également de compenser une partie de la contrainte interne provoquée par le processus de broyage lors de la fabrication des instruments(80).

4.2.1. Phase R

De nouveaux instruments ont été développés contenant uniquement de la phase R. Les instruments K3XF® et Twisted files®(Tf) de la société Kerr en font partie. Plusieurs études se sont intéressées aux propriétés mécaniques des Twisted Files®. Toutes les études, rapportent d'excellentes propriétés mécaniques. Ce nouvel instrument est également innovant dans son processus de fabrication. En effet, l'instrument n'est pas obtenu par usinage mais par torsion d'un fil de Ni-Ti. Il bénéficie également d'un nouveau procédé de traitement de surface par déoxydation. Celui-ci consiste en une élimination de la couche d'oxydation et des impuretés présentes à la surface de l'instrument (81).

Les conclusions des auteurs s'intéressant au Tf et au K3XF sont rapportées dans le tableau ci-dessous.

	Instruments utilisés		Augmentation de la flexibilité	Augmentation de la résistance à la torsion	Augmentation la résistance à la fatigue cyclique
	Instruments phase R	Instruments comparés			
Larsen(82) 2009	Tf®	Endosequence®	*	*	Oui
	Tf®	Profile®	*	*	Non
Kim(83) 2010	Tf®	Race®/ProTaper®/ Helix®	*	*	Oui
Ha(84) 2013	K3XF®	K3®	*	Non	Oui
Gambarini(85) 2008	Tf®	K3®	*	*	Oui
Shen(80)	K3XF®	K3®	Oui	Non	*
Gambarini(86) 2010	Tf®	instruments de même conception géométrique mais fabriqués par usinage	*	Oui	*

Tableau 5 : Résultats des études traitant des instruments en phase R

- Non traité

80% des études analysées révèlent une meilleure résistance à la fatigue cyclique des instruments en phase R. Une seule étude sur trois montre une meilleure résistance à la torsion (l'instrument TF®). La seule étude traitant de la flexibilité montre qu'elle est meilleure pour le K3® comparé au K3XF®.

Santos(87) s'est intéressé aux effets de la phase R sur les propriétés mécaniques des instruments endodontiques. Il utilise du Ni-Ti de conception géométrique simple et tous conçu de la même façon afin d'étudier seulement l'incidence de la structure cristallographique. De la même manière que pour l'alliage CM-Wire, les instruments en phase R ne retrouvent leur forme originale qu'après chauffage à une température supérieure à Af. L'instrument en phase R a montré une plus grande flexibilité par rapport aux instruments M-Wire et classiques(88). La phase R nécessite également une contrainte inférieure à appliquer sur l'instrument pour obtenir une flexion jusqu'à 45°. La présence de phase R augmente la flexibilité mais diminue la rigidité en torsion de l'instrument endodontique.

4.2.2. M-Wire

L'alliage M-Wire, développé en 2007, est composé de Ni-Ti 508 qui fait l'objet d'une méthode de traitement brevetée. Le Ni-Ti est tréfilé et soumis à des tensions et des températures spécifiques. Il en résulte un matériau qui contient une part d'austénite, ainsi qu'une petite partie de martensite et de phase R pré-martensitique, tout en maintenant un état pseudo-élastique(89).

Les instruments ProFile GTX® (Dentsply), ProFile Vortex®, Vortex Blue® sont fabriqués à partir de l'alliage M-Wire.

Selon le fabricant, la technologie M-Wire offre aux instruments GTX® une plus grande flexibilité et une plus grande résistance à la fatigue cyclique par rapport aux instruments Ni-Ti conventionnels.

Plusieurs auteurs se sont intéressés aux propriétés mécaniques des instruments présentant l'alliage M-Wire. Cependant, les résultats de ces différentes études sont difficiles à interpréter car le traitement thermique n'est pas la seule variable prise en compte dans ces études. En effet, d'autres variables s'ajoutent telles que la conception géométrique de l'instrument, sa taille et sa conicité.

Le tableau ci-dessous présente les conclusions des différents articles traitant de l'alliage M-Wire.

	Instruments étudiés		Augmentation la flexibilité	Augmentation de la résistance à la torsion	Augmentation la résistance à la fatigue cyclique
	Instruments M-Wire	Instruments comparés			
Johnson(89)2008	ProFile®		*	Oui	Oui
Gambarini(85)2008	GTX®	K3®	*	*	Non
Larsen(82)2009	GTX®	ProFile®/Endosequence®/Twisted Files®	*	*	Oui
Kramkowski(90)2009	GTX®	GT®	*	Non	Non
Gao(91)2010	ProFile Vortex®		*	*	Oui
Ad Hadlaq(92)2010	GTX®	GT®/ProFile®	*	*	Oui
Gao(93)2012	ProFile Vortex®		Oui	Oui	Oui
Pongione(94)2012	ProFile Vortex®	Endosequence®	Non	*	Non
Plotino(95)2012	ProFile Vortex®	ProFile®	*	*	Non
Bürklein(96)2013	Mtwo®	Revo-S®	Oui	*	*
Braga(97)2014	ProFile Vortex®	Endowave® / ProTaper®	*	*	Oui
Capar(98)2015	Proglider®	PathFile®/Scout Race®	*	*	Oui
	Proglider®	Gfiles®	*	*	Non

* Non traité

Tableau 6 Incidence de l'alliage M-Wire sur les propriétés mécaniques du Nickel-Titane

Deux études sur trois montrent que la flexibilité des instruments est améliorée par l'alliage M-Wire. Une augmentation de la flexibilité est associée à une augmentation de la résistance à la fatigue cyclique. Celle-ci est augmentée dans 7 études, soit dans 60% des études analysées. Peu d'études se sont intéressées à la résistance à la torsion. Une amélioration de celle-ci est tout de même observée dans deux études sur trois.

Il est important d'évaluer l'influence seule du traitement thermique M-Wire sur les propriétés mécaniques des instruments. C'est pourquoi quelques auteurs ont comparé un même instrument avec et sans traitement thermique. Johnson(89) rapporte que les instruments fabriqués avec l'alliage M-Wire et un design ProFile® présentent une résistance à la fatigue cyclique augmentée de près de 400% par rapport à un instrument ProFile® avec un alliage classique. La même conclusion est tirée pour les instruments ProFile Vortex®(91,93). En revanche, Kramkowski(90) ne constate pas de différence significative en ce qui concerne la résistance à la fatigue cyclique des instruments GTX®.

Les améliorations constatées des propriétés mécaniques de l'alliage M-Wire sont attribuées à la présence de martensite et de phase R. En effet, en réponses aux contraintes subies lors de la préparation canalaire, la réorganisation des cristaux de martensite est meilleure que celle de l'austénite, et réduit donc la formation de défauts microstructuraux(91). Par conséquent, la formation de fissures sera ralentie.

Il a également été démontré que la partie minoritaire de phase R contenu dans le M-Wire permet d'obtenir une meilleure flexibilité de l'instrument (84) comparé à l'alliage traditionnel. En effet, les courbes ci-dessous montrent que jusqu'à 20 ° de flexion, une différence significative existe entre les forces requises pour courber le Ni-Ti austénitique et les instruments M-Wire. Cependant, après 20 °, cette différence tend à diminuer et les courbes deviennent similaires. Comme M-Wire contient une part de phase R, les forces nécessaires pour induire la martensite à partir de cette phase sont plus faibles que celles de l'austénite. Cependant, après un certain point, lorsque la petite quantité de phase R est entièrement transformée en martensite, le comportement en flexion de M-Wire devient similaire à celui du Ni-Ti austénitique(84).

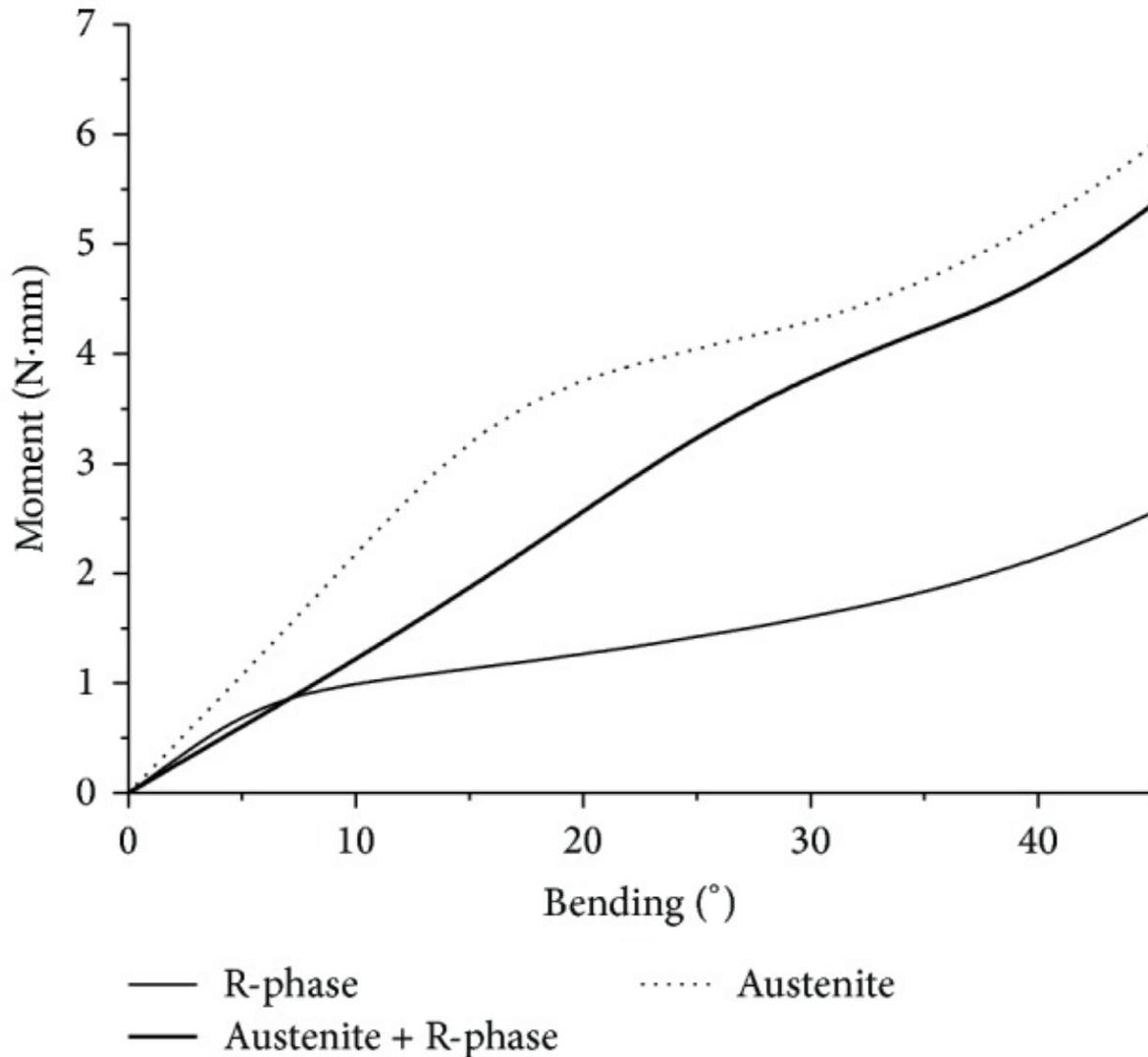


Figure 12 : Courbes contrainte / déformation pour le même instrument endodontique à partir de 3 modèles différents : austénite (NiTi classique), austénite + R-phase (M-Wire), R-Phase(87)

4.2.3. CM Wire

L'alliage CM-Wire est un mélange de martensite, de phase R et d'une petite quantité d'austénite(99). Il est donc constitué des mêmes états de phase que l'alliage M-Wire mais dans des proportions différentes. Il est caractérisé par des comportements particuliers de transformation de phase.

L'alliage à mémoire contrôlée(CM) est fabriqué par un processus unique qui contrôle la mémoire du matériau(95). La température A_f de l'alliage CM-Wire étant supérieure à la température de travail, la forme martensitique est stable dans ces conditions. Cela implique que lors du retrait de la contrainte, il n'y a pas de retour à l'état austénitique. Par conséquent, l'alliage Ni-Ti reste déformé. Il présente donc une mémoire de forme. Néanmoins, la forme originale est retrouvée après application de chaleur, notamment lors du processus d'autoclavage(100).

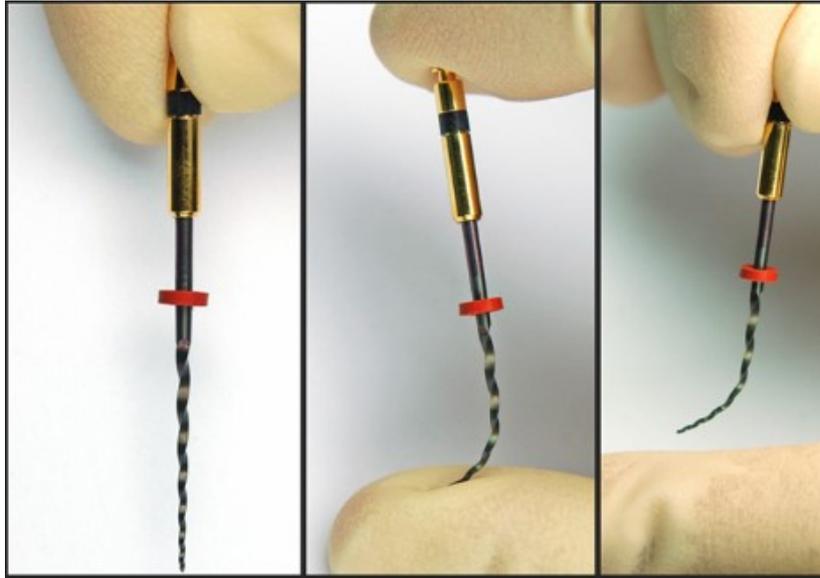


Figure 13 : L'effet mémoire de forme de l'instrument Hyflex®

Ce traitement thermique confère une haute résistance à la fatigue cyclique, une augmentation de la flexion et la capacité de retrouver sa forme initiale après chauffage à une température supérieure à Af.

Le tableau ci-dessous résume les résultats des études traitant de la flexibilité, de la résistance à la torsion et de la résistance à la fatigue cyclique des instruments présentant l'alliage CM-Wire.

	Instruments utilisés		Augmentation de la flexibilité	Augmentation de la résistance à la torsion	Augmentation de la résistance à la fatigue cyclique
	Instruments CM-wire	Instruments Ni-Ti conventionnel			
Shen(101)2012	NEY Y CM® / TYP CM®	NEY Y® / TYP® / ProFile®	*	*	Oui
Zhou(99)2012	CM	SE classique	Oui	*	*
Capar(102)2015	HyFlex®	Revo-S® / One Shape®	*	*	Oui
Bürklein(96)2013	HyFlex®	Revo-S®	Oui	*	*
Capar(98)2015	HyFlex®	Pathfile® / Gfile® / Scout Race®	*	*	Oui
Plotino(95)2012	HyFlex®	ProFile®	*	*	Oui
Peters(61) 2012	HyFlex®	ProFile® / ProTaper®	*	Non	Oui
Pongione(94)2012	HyFlex®	Endosequence®	Oui	*	Oui
Braga(97)2014	HyFlex®	EndoWave® / ProTaper®	*	*	Oui
	TYP CM®	Endowave® / ProTaper®	*	*	Oui

* Non testé

NEY Y® : DS-SS0250425NEY Y (Clinician's Choice Dental Products)
TYP® : Typhoon (Clinician's Choice Dental Products, New Milford, CT)
SE : alliage super-élastique
CM : alliage CM-Wire

Tableau 7 : Incidence de l'alliage CM-Wire sur les propriétés mécaniques du Nickel-Titane

Bien que l'alliage CM-Wire ne soit pas la seule variable dans les différentes études présentées ci-dessus, 100% des études analysées concluent à une meilleure résistance à la fatigue cyclique et une plus grande flexibilité comparée aux instruments Ni-Ti classiques. Ceci est attribué à la présence de martensite, qui présente une résistance à la fatigue remarquable(2).

4.2.4. Bilan

Le tableau ci-dessous compare les différents traitements thermiques.

	Instruments utilisés						Meilleure flexibilité	Meilleure résistance à la torsion	Meilleure résistance à la fatigue cyclique
	CM-Wire	M-Wire	R-Phase	T-Wire	Gold-Wire	Blue-Wire			
Capar(102) 2015	HyFlex®	ProTaper next®					*	*	HyFlex®
Bürklein(96) 2013	HyFlex®	Mtwo®					Equivalent	*	*
Capar(98) 2015	HyFlex®	Proglider®					*	*	HyFlex®
Plotino(95) 2014	HyFlex®	ProFile Vortex®					*	*	HyFlex®
Pongione(94) 2012	HyFlex®	ProFile Vortex®					HyFlex	*	HyFlex®
Braga(97) 2014	HyFlex®	ProFile Vortex®					*	*	HyFlex®
	TYP®	ProFile Vortex®					*	*	TYP®
Larsen(82) 2009		GTX®	Tf®				*	*	GTX®
Casper(32) 2011	Limes CM	ProFile Vortex®	Tf®				*	CM et Tf®	*
King(103) 2012		ProFile GTX®	Tf®				*	Tf®	*
Özyürek(104) 2018	HyFlex EDM® (HEDM)			2Shape® (2S)	Wave One gold® (WOG)	Reciproc blue® (RC)			RB>HEDM>2S>WOG

• Non traité

Tableau 8 : Comparaison des traitements thermique

Tous les traitements thermiques induisent une meilleure flexibilité ainsi qu'une plus grande résistance à la fatigue cyclique que les instruments Ni-Ti sans traitement thermique. Parmi les traitements analysés, l'alliage CM-Wire et la phase R sont ceux qui bénéficient d'une meilleure flexibilité et d'une meilleure résistance à la fatigue cyclique. D'autres traitements thermiques ont récemment été élaborés notamment la technologie T-Wire et C-Wire. L'instrument 2Shape®, avec l'alliage T-Wire possède selon le fabricant une meilleure résistance à la fatigue cyclique comparé au même instrument sans traitement thermique. L'étude de Özyürek(104) place le 2Shape® derrière le Recipro blue® et l'HyflexEDM® en ce qui concerne la résistance à la fatigue cyclique.

Par ailleurs, le nouvel alliage C-Wire représenté par le One Curve® (instrument unique) ne figure encore dans aucune étude.

Les traitements thermiques semblent prometteurs lorsqu'ils sont utilisés pour des instruments uniques. En effet, l'amélioration des propriétés mécaniques apportée par les traitements thermiques est d'autant plus importante pour un instrument qui doit à lui seul assurer l'intégralité de la mise en forme canalaire.

4.3. Le traitement ionique

Le traitement ionique de surface est une technique utilisée afin de produire un revêtement de surface appelé nitrure de titane(NiT). Celui-ci permettrait d'améliorer la dureté et la résistance à l'usure. De la même façon, la diminution du taux de Nickel à la surface de l'instrument limiterait sa libération lors de la mise en forme canalaire. Contrairement à l'électro-polissage, cette technique est additive, c'est-à-dire qu'un apport d'ions est réalisé. Plusieurs techniques sont utilisées afin de former le NiT. L'implantation ionique, la nitruration thermique, le dépôt physique en phase vapeur (PVD) et le dépôt chimique en phase vapeur (CVD) vont être abordés.

4.3.1. L'implantation ionique

L'implantation ionique consiste en la modification de la sub-surface des instruments endodontiques au moyen d'ions de haute énergie cinétique(105).

Deux techniques d'implantation ionique existent. Toutes deux utilisent un plasma qui est un état de la matière dans lequel l'énergie est telle qu'elle réussit à arracher des électrons aux atomes.

Tout d'abord, l'implantation d'ions de source plasma (PBII) utilise des ions provenant d'un canon à ions qui les propulse sur l'instrument endodontique. Une rotation de l'instrument sera nécessaire afin de traiter toute sa surface.

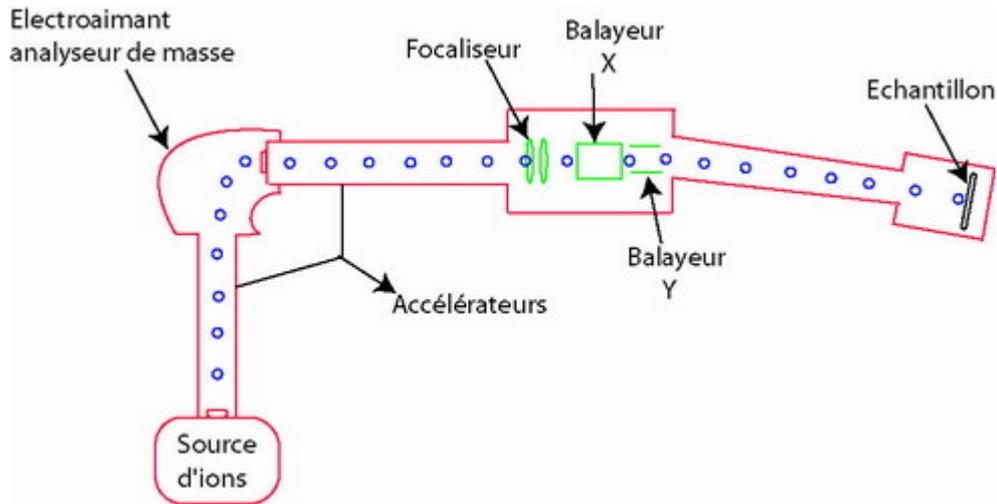


Figure 14 : Implantation d'ions de source plasma(106)

Ensuite, l'implantation ionique par immersion plasma (PIII) utilise des ions provenant d'un plasma gazeux à basse pression. L'instrument est placé dans une chambre et immergé dans le plasma. Des impulsions hautement négatives sont appliquées à l'échantillon. A chaque impulsion, les ions positifs présents dans le plasma sont accélérés vers la surface de l'instrument où ils sont implantés(107).

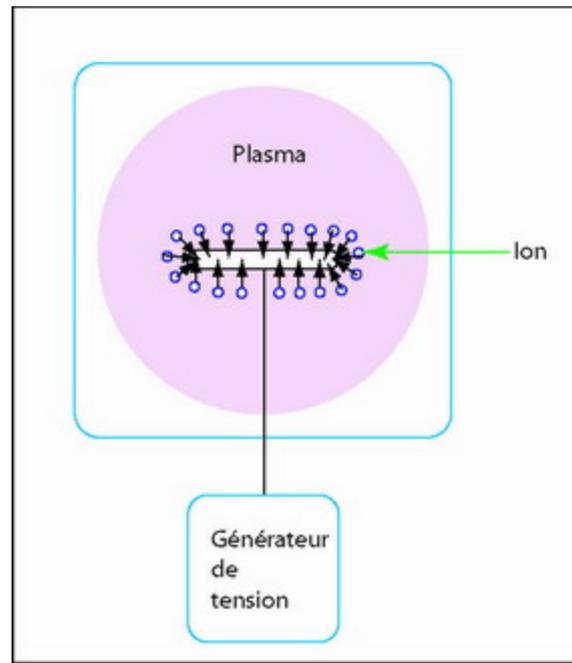


Figure 15: Implantation ionique par immersion plasma(106)

L'implantation ne se produit que dans la couche proche de la surface à une profondeur inférieure à $1\mu\text{m}$ (108). Une caractéristique importante de ce procédé est qu'il n'existe pas d'interface nette entre le noyau de l'instrument et la couche superficielle traitée. Ceci est capital puisque la partie traitée de l'instrument doit pouvoir subir toute les transformations que le noyau de l'instrument subit(107).

Contrairement à la technique d'électro-polissage, l'ionisation ne modifie pas l'aspect visuel de l'instrument.

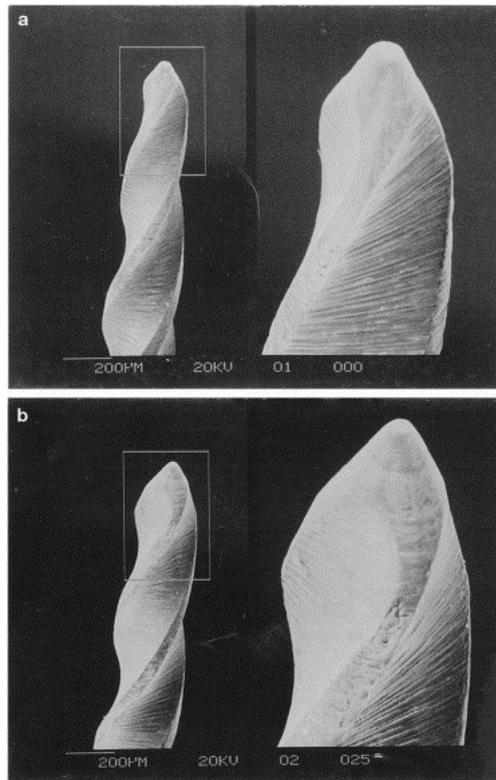


Figure 16 : Images de limes ProFile® observées au MEB (a : ayant subi le traitement ionique ; b : sans traitement)(109)

4.3.1.1. Incidence sur la résistance à la fatigue cyclique

La résistance à la fatigue cyclique semble être améliorée par l'implantation ionique d'azote(108,109). En effet, la formation de NiT empêcherait la formation de fissures. Dans son étude, Wolle(110) teste l'implantation ionique d'azote et d'argon. Il conclue qu'aucune amélioration concernant la résistance à la fatigue cyclique n'a été apportée par l'implantation d'azote. Ceci serait dû aux conditions expérimentales. En effet, la concentration d'azote nécessaire à la formation de nitrure de titane n'aurait pas été atteinte. Une légère augmentation de la résistance à la fatigue cyclique a en revanche été observée avec l'implantation ionique d'argon. Cette amélioration serait attribuée au durcissement de la couche externe obtenue grâce à une forte concentration d'ions argons. Malgré le fait que l'azote et l'argon aient été implantés à des profondeurs similaires, il existe des différences cruciales entre eux, en particulier leur différence de masse atomique. L'azote provoque beaucoup moins de défauts ponctuels dans la structure cristalline mais réagit pour former le nitrure de titane. Inversement, l'argon, qui est un gaz noble ne réagit pas avec le titane et produit quatre fois plus de lacunes que l'azote.

4.3.1.2. Incidence sur la résistance à l'usure

La résistance à l'usure semble être améliorée par l'implantation ionique d'azote(105,109). Ce traitement de surface augmente la durée de vie de l'instrument, en conservant la précision et la forme de ses lames même après une utilisation répétée(109).L'implantation d'ions Ar^+ ou N^{2+} dans l'étude de Wolle(110) n'a pas diminué la croissance des fissures. Cette différence peut de nouveau être expliquée par le fait que le NiT n'ait pu être formé.

4.3.1.3. Incidence sur la dureté

L'augmentation de la dureté des instruments ayant subi une implantation de bore a été montrée par Lee dès 1996(111). Des précipités durs de borure de titane (TiB_2) sont formés et incorporés dans la matrice Ni-Ti. Cette augmentation de la dureté améliore donc l'efficacité de coupe(112).Alves(105) teste l'implantation d'azote et constate une diminution de la dureté du noyau des instruments après ionisation.

4.3.1.4. Incidence sur la flexibilité

Malgré l'augmentation de la dureté superficielle des instruments endodontiques, tous les auteurs s'accordent à dire que le traitement par implantation ionique n'a aucune incidence sur la flexibilité(105,109,111,113).

4.3.1.5 Bilan de l'implantation ionique

Certains paramètres vont conditionner les propriétés physiques des instruments. En effet, le temps d'exposition, la profondeur d'implantation et la tension d'accélération sont des paramètres qui jouent un rôle essentiel dans la modification de la structure de l'instrument. Plus la tension d'accélération est élevée, plus la pénétration des ions est importante. Cependant, plus la pénétration et la profondeur d'implantation des ions est importante, plus la rigidité interne peut augmenter, affectant la flexibilité de l'instrument(113).

Pour conclure, l'implantation d'ions et en particulier d'ions azote, constitue une technique prometteuse en raison des caractéristiques suivantes :

- Une application facile et immédiate
- Une reproductibilité et un contrôle élevé
- Aucune modification dimensionnelle, morphologique et de couleur de l'instrument traité
- Aucune introduction de contaminants.

4.3.2. Nitruration thermique

La nitruration thermique consiste à plonger les instruments endodontiques en Nickel Titane dans un milieu susceptible de déposer de l'azote en surface, à une température de 300 à 580 °C où l'azote peut diffuser de la surface vers le cœur de la pièce(114).

Une étude compare des instruments traités par nitruration thermique, implantation ionique et sans traitement(112). Le taux de titane et d'azote dans chacun des groupes est évalué. Le ratio N/Ti le plus faible est observé dans le groupe non traité (0,5) et le plus élevé dans le groupe traité par implantation ionique (1,2). Le traitement par nitruration thermique, obtient un ratio intermédiaire (0,9) par rapport aux deux autres groupes. L'efficacité de coupe étant améliorée par la nitruration thermique et l'implantation ionique, nous en concluons que l'apport d'azote à la surface en est la cause. Par ailleurs, l'implantation ionique est la technique qui obtient la meilleure efficacité de coupe.

4.3.3. Dépôt chimique en phase vapeur

Il s'agit d'une technique alternative à l'implantation ionique. Cette dernière présentant un inconvénient majeur ; son coût élevé d'élaboration.

Le processus de dépôt d'azote déplace le nickel de la surface vers la masse de l'instrument. Le ratio N/Ti pour cette technique est de 2, l'efficacité de coupe est donc largement améliorée(115).

4.3.4. Dépôt physique en phase vapeur

De l'azote gazeux est introduit à faible pression et réagit avec le titane pour former du nitrure de titane. Cette technique permet donc de déposer un film de TiN à grains fins sur les instruments à des températures relativement basses.

Il semblerait qu'un bombardement ionique des instruments en utilisant de l'argon, avec une tension de 60V et une épaisseur de revêtement de 1,5µm augmente l'efficacité de coupe des instruments endodontiques en Ni-Ti(116).

Le revêtement de TiN utilisé dans cette technique présente une couleur or. Ce revêtement peut donc fournir une indication d'usure. Au fur et à mesure de l'utilisation, le revêtement de TiN s'use, mettant à nu l'alliage Ni-Ti sous-jacent.

Une seconde étude de 2016 teste le dépôt en phase vapeur d'une fine couche de verre métallique composée de Ti-Zr-B sur un instrument ProTaper®(117). Ce revêtement possède une structure amorphe sans grains cristallins, ce qui en fait un revêtement aux propriétés uniques. Nous comprenons aisément que si l'initiation de fissures se produit au niveau des zones de joints de grains, un revêtement de structure amorphe présentera un risque beaucoup plus faible d'amorce de fissures. L'analyse microscopique révèle une forte diminution des irrégularités de surface.

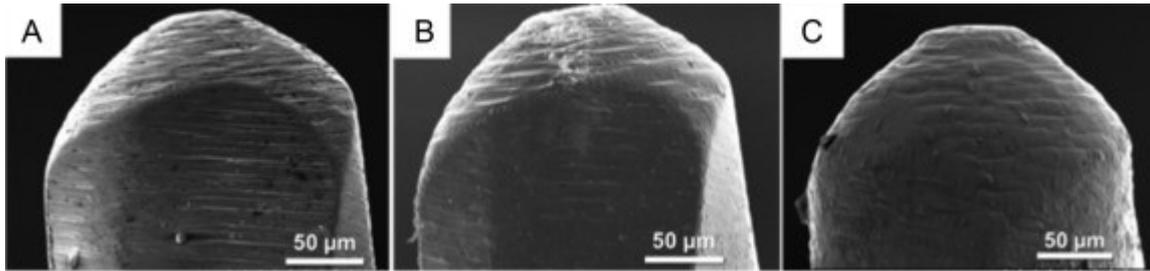


Figure 17 : Images des pointes de limes observées au MEB. A : sans traitement ; B : revêtement 200nm ; C : revêtement 500nm(117)

La couverture des défauts à l'aide de la couche de surface amorphe permet également une amélioration significative de la résistance à la fatigue cyclique.

4.3.5. Conclusion

Les résultats des études sont répertoriés dans le tableau ci-dessous.

	Ion implanté	Amélioration de la résistance à la fatigue cyclique	Augmentation de la dureté de surface	Augmentation de la résistance à l'usure	Incidence sur la flexibilité	Amélioration de l'efficacité de coupe
Lee (111) 1996	Bore	*	Oui	*	Non	*
Rapisarda(109) 2001	Azote	Oui	*	Oui	*	*
Li(107) 2007	Azote	*	*	*	Non	*
Alves Claro(105) 2008	Azote	*	Non	Oui	Non	*
Wolle(110) 2009	Argon	Oui	*	Non	*	*
	Azote	Non	*	Non	*	*
Gavini(108) 2010	Azote	Oui	*	*	*	*
Dos Santos (113) 2012	Azote	*	*	*	Non	*
Rapisarda(112) 2000	Azote	*	*	*	*	Oui
Tripi(115) 2002	Azote	*	*	*	*	Oui
Schäfer(116) 2002	Argon	*	*	*	*	Oui

• non testé

Tableau 9: Récapitulatif des résultats des études sur le traitement ionique

Le revêtement de nitrure de titane(TiN) formé par l'implantation ionique, la nitruration thermique ou le dépôt en phase vapeur diminue la formation de fissures lors de la préparation canalaire(112). La dureté de surface est améliorée, ce qui entraîne une amélioration de l'efficacité de coupe et une meilleure résistance à la fatigue cyclique sans avoir d'incidence sur les caractéristiques super-élastiques du Ni-Ti. Le revêtement de TiN permet également d'éviter l'oxydation de surface du Nickel titane(118).

L'implantation ionique est une technique contrôlable lors des différentes phases, facilement reproductible mais coûteuse. En outre, il n'introduit aucun contaminant et n'affecte que la couche superficielle de l'instrument sur une profondeur de 200 à 400 nm sans créer d'altérations massives(119).

L'efficacité de coupe est améliorée par le dépôt en phase vapeur et par la nitruration thermique(112,115,116). La résistance à la fatigue cyclique, la dureté et la résistance à l'usure sont des paramètres qui n'ont été expérimentés que pour l'implantation ionique.

Une nouvelle méthode de dépôt physique en phase vapeur utilisant un revêtement de verre métallique, semble prometteuse tant au niveau de l'amélioration de l'état de surface que pour l'augmentation de la résistance à la fatigue cyclique(117).

4.4. Le traitement cryogénique

Historiquement, le traitement à froid des métaux lors de la fabrication était préconisé afin d'améliorer la dureté superficielle et la stabilité thermique du métal. Puis, il a été démontré que le traitement cryogénique avait plus d'effets bénéfiques que le traitement à froid. Cette technique consiste à soumettre les instruments endodontiques à des températures très basses. Ce procédé peut être plus ou moins profond selon la température de trempage et est caractérisé de mouillé ou sec selon l'immersion de l'instrument ou non dans l'azote.

Lors du processus de traitement cryogénique profond à sec, l'instrument est placé sur une plateforme perforée dans la partie supérieure d'une chambre isolée. Sous celle-ci, de l'azote liquide est introduit, et n'entre pas en contact avec l'instrument. La chambre est refroidie à une température de -185°C à la vitesse de $1,26^{\circ}\text{C}/\text{mn}$. Cette température est maintenue pendant 24 heures puis, une évaporation contrôlée de l'azote s'effectue. L'instrument est donc réchauffé jusqu'à température ambiante à la vitesse de $0,6^{\circ}\text{C}/\text{mn}$.

Le traitement cryogénique profond à sec permet de diminuer la dureté de l'instrument (120) et d'augmenter la résistance à la fatigue cyclique(121,122). Ce traitement n'améliore pas la résistance à l'usure(123), voire même la diminue(120). L'efficacité de coupe de ProFile® a été améliorée par le traitement cryogénique(123) ce qui n'est pas le cas pour l'instrument HyFlex®(122).

En ce qui concerne le traitement cryogénique profond mouillé, celui-ci occasionne une augmentation de la micro-dureté de surface (124). Ces améliorations des propriétés mécaniques de l'alliage s'explique par l'augmentation de la composante martensitique sans modifier la taille des grains cristallographiques du Ni-Ti(125). En effet, le traitement cryogénique profond à sec entraîne une transformation martensitique complète de la phase austénitique. La martensite ayant un module de Young et une limite d'élasticité plus bas que l'austénite, il est évident que la martensite nécessite une plus faible contrainte pour être déformée(126). En plus d'une grande flexibilité par rapport à l'austénite, la martensite réduit le risque de fracture de l'instrument sous forte contrainte en raison de sa déformation plastique.

4.5. Comparaison Ni-Ti classique et Ni-Ti traité

Les instruments en Ni-Ti, utilisés pour les traitements endodontiques, présentent une meilleure flexibilité et une meilleure résistance à la rupture en torsion que les instruments en acier inoxydable qui étaient auparavant utilisés(127). De plus, l'alliage Ni-Ti présente une plus grande élasticité. Cependant, en raison de la pseudo-élasticité de cet alliage, la fabrication de la plupart des instruments Ni-Ti doit se faire par usinage plutôt que par torsion d'un fil Ni-Ti. Le processus d'usinage peut entraîner des défauts au niveau des surfaces des instruments, entraînant une efficacité de coupe diminuée des limes et une diminution de la résistance à la fracture(116,126). Les instruments Ni-Ti présentent également une micro-dureté inférieure (303-362 VHN) aux limes en acier inoxydable (522-542 VHN)(128). Ainsi, les défauts de surface se produisent plus fréquemment, ce qui conduit à une usure accrue des instruments. L'amélioration des propriétés mécaniques des instruments Ni-Ti passe en particulier par leur traitement de surface.

Les traitements électrochimiques et thermiques sont les traitements les plus utilisés et les plus analysés dans la littérature. Le tableau ci-dessous récapitule les différentes améliorations apportées par chacun des traitements.

	Résistance à la fatigue cyclique	Augmentation de la résistance à la torsion	Amélioration de l'efficacité de coupe	Augmentation de la résistance à la corrosion	Résistance à l'usure
Electrochimique	Oui	Non	=	Oui	
Ionique	Oui	*	Oui	*	
Cryogénique	Oui	*	*	*	Non voire diminue
Thermique	Oui	Non	*	*	*

• Non traité

Tableau 10 : Récapitulatif des différents traitements de surface

La résistance à la fatigue cyclique est une propriété améliorée par tous les traitements de surface disponibles. La résistance à la torsion n'est ni améliorée par le traitement électrochimique, ni par les traitements thermiques et n'a pas été étudiée pour les autres traitements. En ce qui concerne l'efficacité de coupe, elle est améliorée par le traitement ionique, inchangée par le traitement électrochimique et n'est pas étudiée pour le traitement cryogénique et thermique. La résistance à la corrosion est testée uniquement pour le traitement électrochimique, où elle est augmentée. Enfin, la résistance à l'usure est étudiée pour le traitement cryogénique qui tend à la diminuer.

5. Les instruments disponibles sur le marché

La flexibilité et la résistance à la torsion sont considérées comme les propriétés mécaniques les plus importantes des instruments rotatifs Ni-Ti. Le choix d'un instrument par rapport à un autre dépend souvent de cela(80). Comme vu précédemment, les propriétés mécaniques sont influencées par la taille de l'instrument, sa conicité, sa section transversale et son traitement de surface.

Aujourd'hui, il existe une multitude d'instruments endodontiques disponibles sur le marché et il peut être difficile pour le chirurgien dentiste de faire un choix. C'est pourquoi, un point est fait dans le tableau ci-dessous sur quelques instruments disponibles et le traitement dont ils bénéficient.

	ProTaper universel®	ProTaper next®	HyFlex®	ProTaper gold®	F6SkyTaper®	iRace®	Revo-S®	K3XF®	Twisted File®	2Shape®
Conicité	5 à 9%	4 à 7%	4 à 8%	2 à 9%	6%	2 à 6%	4 à 6%	4 à 12%	4 à 12%	4 et 6%
Diamètre	18/100 ^{ème} à 50/100 ^{ème}	17/100 ^{ème} à 50/100 ^{ème}		19/100 ^{ème} à 50/100 ^{ème}	20/100 ^{ème} à 40/100 ^{ème}	15/100 ^{ème} à 50/100 ^{ème}	20/100 ^{ème} à 40/100 ^{ème}	20/100 ^{ème} à 60/100 ^{ème}	25/100 ^{ème} à 50/100 ^{ème}	25/100 ^{ème}
Vitesse de rotation	150 à 350 tr/min	300 tr/min	400 tr/min		300 tr/min	600 tr/min	400tr/min	350-500 tr/min	500 tr/min	
Section transversale	Triangle Convexe pour SF Concave pour FF	Rectangulaire	Double cannelure	Triangulaire convexe	Double S	Triangulaire	Triangulaire asymétrique			Dyssidétrique en triple hélice
Traitement de surface	Sans traitement	M- Wire	CM-Wire	CM-Wire	Sans traitement	Electro-polissage	Sans traitement	R-Phase	R-Phase - Deox	T-Wire

Tableau 11 : Carte d'identité de différents systèmes endodontiques utilisés en séquence

6. Conclusion

L'alliage Ni-Ti dorénavant utilisé pour les traitements endodontiques présente une excellente biocompatibilité, une bonne résistance à la corrosion ainsi que des propriétés pseudo-élastiques remarquables. Cependant, l'alliage est plus susceptible à la fracture que l'acier inoxydable.

Les traitements de surface mis au point par les fabricants de matériel endodontique pour pallier à cet inconvénient, ont un intérêt majeur dans l'augmentation de la durée de vie des instruments. En effet, l'électro-polissage, les traitements thermiques, ioniques et cryogéniques permettent d'améliorer la résistance à la fatigue cyclique. Cependant, aucun de ces traitements n'améliore toutes les propriétés mécaniques des instruments endodontiques.

Parmi les traitements disponibles, seuls les traitements électrochimiques et thermiques sont utilisés par les fabricants. Les traitements ioniques et cryogéniques sont encore au stade d'expérimentation et ont un coût de réalisation encore trop élevé. Cependant, le traitement ionique pourrait dans l'avenir être choisi par les fabricants puisqu'ils permettent une amélioration de l'efficacité de coupe, celle-ci étant mise à mal lors des cycles de stérilisation en autoclave.

Une comparaison des différents traitements n'a pas pu être effectuée puisque la variable « traitement de surface » n'a pas pu être isolée. De façon à remédier à cela, un modèle expérimental idéal serait d'utiliser plusieurs types d'instruments et d'évaluer sur chacun d'eux, chaque traitement de surface existant. La comparaison de tous les traitements entre eux serait alors rendue possible.

En somme, bien que le traitement de surface soit un élément important à prendre en considération lors du choix d'un système de mise en forme canalaire, le praticien ne doit pas oublier que d'autres facteurs tels que la conception de l'instrument, son utilisation en rotation continue ou en réciprocity, son efficacité et la sécurité sont également à prendre en compte.

L'intérêt des traitements de surface étant d'améliorer les propriétés mécaniques des instruments endodontiques afin de limiter la fracture instrumentale, les instruments à usage unique trouvent ici tout leur sens dans l'endodontie moderne et sont sûrement l'avenir des traitements endodontiques.

Références bibliographiques

1. Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *J Endod.* 2001;27(8):516-20.
2. Shen Y, Zhou H, Zheng Y, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2013;39(2):163-72.
3. Wikipedia. Nitinol Austenite and martensite small [Internet]. 2014 [cité 10 janv 2018]. Disponible sur: https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=File:Nitinol_Austenite_and_martensite_small.jpg&oldid=593140319
4. Brantley WA, Svec TA, Iijima M, Powers JM, Grentzer TH. Differential scanning calorimetric studies of nickel titanium rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2002;28(8):567-72.
5. Norme AFNOR : Alliages à mémoire de forme : Vocabulaire et mesures. (Indice de classement : A 51-080.), Avril 1991
6. Wikipédia. Flexibilité. [Internet]. 2017 [cité 7 févr 2018]. Disponible sur: <https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Flexibilit%C3%A9&oldid=140251804>
7. Esposito PT, Cunningham CJ. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *J Endod.* 1995;21(4):173-6.
8. Trepanier C, Venugopalan R, Pelton AR. Corrosion Resistance and Biocompatibility of Passivated NiTi. In: *Shape Memory Implants* [Internet]. Springer, Berlin, Heidelberg; 2000 [cité 6 avr 2018]. p. 35-45. Disponible sur: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-642-59768-8_3
9. Fukushima O, Yoneyama T, Doi H, Hanawa T. Corrosion resistance and surface characterization of electrolyzed Ti-Ni alloy. *Dent Mater J.* 2006;25(1):151-60.
10. Nóvoa XR, Martín-Biedma B, Varela-Patiño P, Collazo A, Macías-Luaces A, Cantatore G, et al. The corrosion of nickel–titanium rotary endodontic instruments in sodium hypochlorite. *Int Endod J.* 2007;40(1):36-44.
11. Wever DJ, Veldhuizen AG, Sanders MM, Schakenraad JM, van Horn JR. Cytotoxic, allergic and genotoxic activity of a nickel-titanium alloy. *Biomaterials.* 1997;18(16):1115-20.
12. Schäfer E. Root canal instruments for manual use: a review. *Endod Dent Traumatol.* 1997;13(2):51-64.
13. Bonaccorso A, Tripi TR, Rondelli G, Condorelli GG, Cantatore G, Schäfer E. Pitting corrosion resistance of nickel-titanium rotary instruments with different surface treatments in seventeen percent ethylenediaminetetraacetic Acid and sodium chloride solutions. *J Endod.* 2008;34(2):208-11.
14. Zehnder M. Root canal irrigants. *J Endod.* 2006;32(5):389-98.
15. Sarkar NK, Redmond W, Schwaninger B, Goldberg AJ. The chloride corrosion behaviour of four orthodontic wires. *J Oral Rehabil.* 1983;10(2):121-8.

16. O'Hoy PYZ, Messer HH, Palamara JEA. The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of NiTi files. *Int Endod J.* 2003;36(11):724-32.
17. Berutti E, Angelini E, Rigolone M, Migliaretti G, Pasqualini D. Influence of sodium hypochlorite on fracture properties and corrosion of ProTaper Rotary instruments. *Int Endod J.* 2006;39(9):693-9.
18. Yokoyama K, Kaneko K, Yabuta E, Asaoka K, Sakai J. Fracture of nickel–titanium superelastic alloy in sodium hypochlorite solution. *Mater Sci Eng A.* 2004;369(1):43-8.
19. Elnaghy AM, Elsaka SE. Effect of sodium hypochlorite and saline on cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold and Reciproc reciprocating instruments. *Int Endod J.* 2016;50(10):991-8.
20. Peters OA, Roehlike JO, Baumann MA. Effect of immersion in sodium hypochlorite on torque and fatigue resistance of nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2007;33(5):589-93.
21. Darabara M, Bourithis L, Zinelis S, Papadimitriou GD. Susceptibility to localized corrosion of stainless steel and NiTi endodontic instruments in irrigating solutions. *Int Endod J.* 2004;37(10):705-10.
22. Haute Autorité de Santé. Traitement endodontique Rapport d'évaluation technologique. 2008. https://www.has-sante.fr/portail/jcms/c_736791/fr/traitement-endodontique
23. Sonntag D, Peters OA. Effect of prion decontamination protocols on nickel-titanium rotary surfaces. *J Endod.* 2007;33(4):442-6.
24. Smith A, Dickson M, Aitken J, Bagg J. Contaminated dental instruments. *J Hosp Infect.* 2002;51(3):233-5.
25. Société française des sciences et de la stérilisation. Procédures de désinfection et de stérilisation des dispositifs médicaux. 2010. http://www.sf2s-sterilisation.fr/wp-content/uploads/2016/09/sterilisation-desinfection_juin2010.pdf
26. Spagnuolo G, Ametrano G, D'Antò V, Rengo C, Simeone M, Riccitiello F, et al. Effect of autoclaving on the surfaces of TiN -coated and conventional nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2012;45(12):1148-55.
27. Molinari JA, Gleason MJ, Merchant VA. Sixteen years of experience with sterilization monitoring. *Compend Newtown Pa.* 1994;15(12):1422-4, 1426-1428 passim; quiz 1432.
28. 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.* 2006;39(9):709-15.
29. 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.* 2012;38(2):222-5.
30. 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.* 2011;37(1):72-4.

31. Li X, Zheng P, Xu L, Su Q. The influence of autoclave sterilization on surface characteristics and cyclic fatigue resistance of 3 nickel-titanium rotary instruments. *Shanghai J Stomatol.* 2015;24(6):690-5.
32. 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.* 2011;37(11):1572-5.
33. Silvaggio J, Hicks ML. Effect of heat sterilization on the torsional properties of rotary nickel-titanium endodontic files. *J Endod.* 1997;23(12):731-4.
34. Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Condorelli GG. Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1999;88(3):343-7.
35. Valois CRA, Silva LP, Azevedo RB. Multiple autoclave cycles affect the surface of rotary nickel-titanium files: an atomic force microscopy study. *J Endod.* 2008;34(7):859-62.
36. Schäfer E. Effect of sterilization on the cutting efficiency of PVD-coated nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J.* 2002;35(10):867-72.
37. Grossman LI. Guidelines for the prevention of fracture of root canal instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1969;28(5):746-52.
38. Crump MC, Natkin E. Relationship of broken root canal instruments to endodontic case prognosis: a clinical investigation. *J Am Dent Assoc.* 1970;80(6):1341-7.
39. Hülsmann M, Schinkel I. Influence of several factors on the success or failure of removal of fractured instruments from the root canal. *Endod Dent Traumatol.* 1999;15(6):252-8.
40. Arens FC, Hoen MM, Steiman HR, Dietz GC. Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2003;29(10):664-6.
41. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod.* 2000;26(3):161-5.
42. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod.* 2004;30(8):559-67.
43. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod.* 2004;30(10):722-5.
44. Cheung GSP, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell BW. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *Int Endod J.* 2005;38(11):802-9.
45. Shen Y, Cheung GS, Bian Z, Peng B. Comparison of defects in ProFile and ProTaper systems after clinical use. *J Endod.* 2006;32(1):61-5.
46. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod.* 2006;32(11):1031-43.

47. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical Use. *J Endod.* 2005;31(1):40-3.
48. Haïkel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1999;25(6):434-40.
49. T. H. Courtney. *Mechanical behavior of materials.* New York: McGraw Hill, 1990.
50. Lopes HP, Moreira E JL, Elias CN, de Almeida RA, Neves MS. Cyclic fatigue of ProTaper instruments. *J Endod.* 2007;33(1):55-7.
51. Cheung GS p. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endod Top.* 2007;16(1):1-26.
52. Lopes HP, Elias CN, Vieira VTL, Moreira E JL, Marques RVL, de Oliveira JCM, et al. Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2010;36(10):1653-7.
53. Pirani C, Cirulli PP, Chersoni S, Micele L, Ruggeri O, Prati C. Cyclic fatigue testing and metallographic analysis of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2011;37(7):1013-6.
54. 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.* 2006;32(11):1048-52.
55. Cohen, S, Burns, R.C. *Pathways of the pulp.* 8th ed. St Louis: Mosby, 2002.
56. Green D. Double canals in single roots. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1973;35(5):689-96.
57. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1997;23(2):77-85.
58. Anderson ME, Price JWH, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2007;33(10):1212-6.
59. Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2005;31(3):183-6.
60. Yared GM, Dagher FEB, Machtou P, Kulkarni GK. Influence of rotational speed, torque and operator proficiency on failure of Greater Taper files. *Int Endod J.* 2002;35(1):7-12.
61. Peters OA, Gluskin AK, Weiss RA, Han JT. An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2012;45(11):1027-34.
62. Wikipédia. Électro-polissage. [Internet]. 2016 [cité 5 oct 2017]. Disponible sur: <https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=%C3%89lectro-polissage&oldid=127616867>
63. Mohammadi Z, Soltani MK, Shalavi S, Asgary S. A review of the various surface treatments of NiTi instruments. *Iran Endod J.* 2014;9(4):235-40.
64. Praisarnti C, Chang JWW, Cheung GSP. Electropolishing enhances the resistance of nickel-titanium rotary files to corrosion-fatigue failure in hypochlorite. *J Endod.* 2010;36(8):1354-7.

65. Alenka Kosma. Electropolishing Stainless Steels. Mater Appl Ser [Internet]. [cité 26 sept 2017];11. Disponible sur: http://www.worldstainless.org/Files/issf/non-image-files/PDF/Euro_Inox/Electropolishing_FR.pdf
66. Thierry B, Tabrizian M, Trepanier C, Savadogo O, Yahia L. Effect of surface treatment and sterilization processes on the corrosion behavior of NiTi shape memory alloy. *J Biomed Mater Res.* 2000;51(4):685-93.
67. Shabalovskaya S, Anderegg J, Van Humbeeck J. Critical overview of Nitinol surfaces and their modifications for medical applications. *Acta Biomater.* 2008;4(3):447-67.
68. 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.* 2008;34(2):190-3.
69. Barbosa FOG, Gomes JA da CP, de Araújo MCP. Influence of electrochemical polishing on the mechanical properties of K3 nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2008;34(12):1533-6.
70. da Silva MAC, Ponciano Gomes JA da C, Ormiga F. Influence of electrochemical polishing on the mechanical behaviour of nickel-titanium rotary files. *Aust Endod J.* 2013;39(2):73-7.
71. Kim BH, Ha J-H, Lee WC, Kwak S-W, Kim H-C. Effect from surface treatment of nickel-titanium rotary files on the fracture resistance. *Scanning.* 2015;37(1):82-7.
72. Herold KS, Johnson BR, Wenckus CS. A scanning electron microscopy evaluation of microfractures, deformation and separation in endoSequence and profile nickel-titanium rotary files using an extracted molar tooth model. *J Endod.* 2007;33(6):712-4.
73. Cheung GSP, Shen Y, Darvell BW. Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel-titanium rotary instrument in hypochlorite? *J Endod.* 2007;33(10):1217-21.
74. M.T. Hutchings, P.J. Withers, T.M. Holder, T. Lorentzen. Introduction to the characterization of residual stress by neutron diffraction. Boca Raton; Taylor & Francis Group, 2005.
75. Boessler C, Paque F, Peters OA. The effect of electropolishing on torque and force during simulated root canal preparation with proTaper shaping Files. *J Endod.* 2009;35(1):102-6.
76. Bonaccorso A, Schäfer E, Condorelli GG, Cantatore G, Tripi TR. Chemical analysis of nickel-titanium rotary instruments with and without electropolishing after cleaning procedures with sodium hypochlorite. *J Endod.* 2008;34(11):1391-5.
77. Venugopalan R, Trépanier C. Assessing the corrosion behavior of Nitinol for minimally-invasive device design. *Minim Invasive Ther Allied Technol.* 2000;9:67-73.
78. Wever DJ, Veldhuizen AG, de Vries J, Busscher HJ, Uges DRA, van Horn JR. Electrochemical and surface characterization of a nickel–titanium alloy. *Biomaterials* 1998;19(7):761-9.
79. Frick CP, Ortega AM, Tyber J, Maksound AEM, Maier HJ, Liu Y, et al. Thermal processing of polycrystalline NiTi shape memory alloys. *Mater Sci Eng A.* 2005;405(1):34-49.
80. 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.* 2013;39(7):919-23. 80.

81. Sabala G. To the Editor. *J Endod.* 2010;36(6):951.
82. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod.* 2009;35(3):401-3.
83. 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.* 2010;36(1):147-52.
84. 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.* 2013;39(3):389-93.
85. 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.* 2008;34(8):1003-5.
86. 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.* 2009;35(2):70-2.
87. 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;2016:7617493.
88. 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.* 2007;40(4):247-53.
89. 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.* 2008;34(11):1406-9.
90. 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.* 2009;35(3):404-7.
91. Gao Y, Shotton V, Wilkinson K, Phillips G, Johnson WB. Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod.* 2010;36(7):1205-9.
92. Al-Hadlaq SMS, Aljarbou FA, AlThumairy RI. Evaluation of cyclic flexural fatigue of M-wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2010;36(2):305-7.
93. 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.* 2012;38(3):398-401.
94. Pongione G, Pompa G, Milana V, Di Carlo S, 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;3(3-4):119-22.
95. 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.* 2014;102(1):31-5.

96. 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.* 2014;47(5):470-6.
97. 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.* 2014;40(9):1494-7.
98. Capar ID, Kaval ME, Ertas H, Sen BH. Comparison of the cyclic fatigue resistance of 5 different rotary pathfinding instruments made of conventional nickel-titanium wire, M-wire, and controlled memory wire. *J Endod.* 2015;41(4):535-8.
99. Zhou H-M, 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.* 2012;38(11):1535-40.
100. 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.* 2017;43(11):1872-7.
101. 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.* 2012;38(3):376-80.
102. Capar ID, Ertas H, Arslan H. Comparison of cyclic fatigue resistance of novel nickel-titanium rotary instruments. *Aust Endod J.* 2015;41(1):24-8.
103. King JB, Roberts HW, Bergeron BE, Mayerchak MJ. The effect of autoclaving on torsional moment of two nickel-titanium endodontic files. *Int Endod J.* 2012;45(2):156-61.
104. 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.* 2018.
105. Alves-Claro APR, Claro F a. E, Uzumaki ET. Wear resistance of nickel-titanium endodontic files after surface treatment. *J Mater Sci Mater Med.* 2008;19(10):3273-7.
106. Zeitoun. Implantation ionique par immersion plasma [Internet]. [cité 7 mars 2018]. Disponible sur: <http://www.zeitoun.net/articles/implantation-ionique-par-immersion-plasma/start>
107. Li U-M, Iijima M, Endo K, Brantley WA, Alapati SB, Lin C-P. Application of plasma immersion ion implantation for surface modification of nickel-titanium rotary instruments. *Dent Mater J.* 2007;26(4):467-73.
108. Gavini G, Pessoa OF, Barletta FB, Vasconcellos M a. Z, Caldeira CL. Cyclic fatigue resistance of rotary nickel-titanium instruments submitted to nitrogen ion implantation. *J Endod.* 2010;36(7):1183-6.
109. Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Condorelli GG, Torrisi L. Wear of nickel-titanium endodontic instruments evaluated by scanning electron microscopy: effect of ion implantation. *J Endod.* 2001;27(9):588-92.
110. Wolle CFB, Vasconcellos MAZ, Hinrichs R, Becker AN, Barletta FB. The effect of argon and nitrogen ion implantation on nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2009;35(11):1558-62.
111. Lee DH, Park B, Saxena A, Serene TP. Enhanced surface hardness by boron implantation in Nitinol alloy. *J Endod.* 1996;22(10):543-6.

112. Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Fragalk I, Condorelli GG. The effect of surface treatments of nickel-titanium files on wear and cutting efficiency. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000;89(3):363-8.
113. dos Santos M, Gavini G, Siqueira EL, da Costa C. Effect of nitrogen ion implantation on the flexibility of rotary nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2012;38(5):673-5.
114. Wikipédia. Traitement thermique superficiel. [Internet]. 2017 [cité 22 nov 2017]. Disponible sur: https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Traitement_thermique_superficiel&oldid=138789614
115. Tripi TR, Bonaccorso A, Rapisarda E, Tripi V, Condorelli GG, Marino R, et al. Depositions of nitrogen on NiTi instruments. *J Endod.* 2002;28(7):497-500.
116. Schäfer E. Effect of physical vapor deposition on cutting efficiency of nickel-titanium files. *J Endod.* 2002;28(12):800-2.
117. Chi C-W, Deng Y-L, Lee J-W, Lin C-P. Fracture resistance of dental nickel-titanium rotary instruments with novel surface treatment: Thin film metallic glass coating. *J Formos Med Assoc.* 2017; 116(5): 373-379.
118. Torrisi L. Ion implantation and thermal nitridation of biocompatible titanium. *Biomed Mater Eng.* 1996;6(5):379-88.
119. Röstlund T, Thomsen P, Bjursten LM, Ericson LE. Difference in tissue response to nitrogen-ion-implanted titanium and c.p. titanium in the abdominal wall of the rat. *J Biomed Mater Res.* 1990;24(7):847-60.
120. Vinothkumar TS, Kandaswamy D, Prabhakaran G, Rajadurai A. Effect of dry cryogenic treatment on Vickers hardness and wear resistance of new martensitic shape memory nickel-titanium alloy. *Eur J Dent.* 2015;9(4):513-7.
121. George GK, Sanjeev K, Sekar M. An in vitro evaluation of the effect of deep dry cryotreatment on the cutting efficiency of three rotary nickel titanium instruments. *J Conserv Dent.* 2011;14(2):169-72.
122. Vinothkumar TS, Kandaswamy D, Prabhakaran G, Rajadurai A. Mechanical behavior of deep cryogenically treated martensitic shape memory nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Eur J Dent.* 2016;10(2):183-7.
123. Vinothkumar TS, Miglani R, Lakshminarayanan L. Influence of deep dry cryogenic treatment on cutting efficiency and wear resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2007;33(11):1355-8.
124. Kim JW, Griggs JA, Regan JD, Ellis RA, Cai Z. Effect of cryogenic treatment on nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J.* 2005;38(6):364-71.
125. Vinothkumar TS, Kandaswamy D, Prabhakaran G, Rajadurai A. Microstructure of cryogenically treated martensitic shape memory nickel-titanium alloy. *J Conserv Dent.* 2015;18(4):292.
126. Huimin Zhou, Bin Peng, Yu-Feng Zheng. An overview of the mechanical properties of nickel–titanium endodontic instruments. *Endod Top.* 2013;(29):42-54.

127. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod.* 1988;14(7):346-51.
128. Brockhurst P, Hsu E. Hardness and strength of endodontic instruments made from NiTi alloy. *Aust Endod J.* 1998;24(3):115-9.

Table des illustrations

Figure 1: Structures cristallographiques de l'austénite et de la martensite(3).....	12
Figure 2 : Les températures de la transformation martensitique.....	13
Figure 3 : La super-élasticité du Nickel-Titane(5).....	14
Figure 4: Double courbure des canaux mésiaux d'une 2 ^{ème} molaire mandibulaire, préparés avec des instruments Ni-Ti afin de gérer cette anatomie complexe (2).....	15
Figure 5 : Image en MEB de corrosion observée sur un instrument endodontique(10).....	15
Figure 6 : Surface d'un instrument fracturé en torsion observé en MEB(46).....	21
Figure 7: Surface de fracture résultant d'une fatigue en flexion observé en MEB(46).....	22
Figure 8: Schéma des causes de fractures possibles.....	23
Figure 9 : Stries d'usinage d'un instrument endodontique observées en Microscopie Electronique à Balayage (61).....	26
Figure 10: Bain d'électro-polissage(62).....	27
Figure 11 : Images de différents instruments polis et non polis observés au MEB (52,58,68–70) : 1a :ProFile [®] NEP ; 1b : ProFile [®] EP ; 2a : Race [®] NEP ; 2b : Race [®] EP ; 3a : Endowave [®] NEP ; 3b : Endowave [®] EP ; 4a et 4c : BioRace [®] NEP ; 4b et 4d : BioRace [®] EP ; 5a : Miltex [®] NEP ; 5bcde : Miltex [®] EP avec différentes conditions expérimentales ; 6ac : K3 [®] NEP ; 6bd : K3 [®] EP ; 7a : ProFile [®] NEP ; 7b : ProFile [®] EP.....	28
Figure 12 : Courbes contrainte / déformation pour le même instrument endodontique à partir de 3 modèles différents : austénite (NiTi classique), austénite + R-phase (M-Wire), R-Phase(87).....	38
Figure 13 : L'effet mémoire de forme de l'instrument Hyflex [®]	39
Figure 14 : Implantation d'ions de source plasma(106).....	44
Figure 15: Implantation ionique par immersion plasma(106).....	44
Figure 16 : Images de limes ProFile [®] observées au MEB (a : ayant subi le traitement ionique ; b : sans traitement)(109).....	45
Figure 17 : Images des pointes de limes observées au MEB. A : sans traitement ; B : revêtement 200nm ; C : revêtement 500nm(117).....	48

Table des tableaux

Tableau 1 : Récapitulatif de l'effet du NaOCl sur la corrosion	18
Tableau 2 : Signification du niveau « critique » relatif au risque infectieux(25).....	19
Tableau 3 : Tableau récapitulatif des conclusions des études traitant de l'électro-polissage.....	31
Tableau 4 : Analyse des études et des biais	32
Tableau 5 : Résultats des études traitant des instruments en phase R	34
Tableau 6 Incidence de l'alliage M-Wire sur les propriétés mécaniques du Nickel-Titane	36
Tableau 7 : Incidence de l'alliage CM-Wire sur les propriétés mécaniques du Nickel-Titane	40
Tableau 8 : Comparaison des traitements thermique	42
Tableau 9: Récapitulatif des résultats des études sur le traitement ionique	49
Tableau 10 : Récapitulatif des différents traitements de surface.....	53
Tableau 11 : Carte d'identité de différents systèmes endodontiques utilisés en séquence	56

SOULARD (Nadine) – Intérêt des traitements de surface des instruments endodontiques en nickel titane. – 68f. ; ill. ; tabl. ; 128 ref. ; 30cm (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2018)

RESUME

De nombreux instruments endodontiques, qu'ils soient séquentiels ou en instrumentation unique, sont aujourd'hui disponibles sur le marché. Ces différents systèmes diffèrent par leur nombre d'instruments, par leur diamètre, leur conicité, leur section de coupe mais également par leur traitement de surface. Ce travail a pour objectif de décrire les différentes techniques d'usinage utilisées par les fabricants afin de rendre les instruments endodontiques le plus performant possible. Le développement des traitements de surface (traitement thermique, électrochimique, ionique et cryogénique) a permis d'améliorer considérablement les propriétés mécaniques des instruments en nickel-titane, permettant ainsi de sécuriser l'étape de mise en forme canalaire. Ce travail a pour but de détailler chacune de ces techniques et d'en étudier leurs conséquences sur les propriétés mécaniques des instruments endodontiques.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : Matériaux

MOTS CLES MESH :

Instruments dentaires / Dental instruments

Endodontie / Endodontics

Nickel / Nickel

Titane / Titanium

Propriétés de surface / Surface properties

JURY

Président : Professeur PEREZ F.

Assesseur : Docteur JORDANA F.

Assesseur : Docteur GAUDIN A.

Directeur : Docteur AUBEUX D.

ADRESSE DE L'AUTEUR :

109 route de Vannes – 44800 Saint Herblain

na.soulard@laposte.net