



HAL
open science

L'apport de l'alliage Gold en endodontie

Sophie Javed

► **To cite this version:**

Sophie Javed. L'apport de l'alliage Gold en endodontie. Sciences du Vivant [q-bio]. 2018. dumas-01943019

HAL Id: dumas-01943019

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01943019>

Submitted on 3 Dec 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0 International License



UNIVERSITÉ
PARIS
DESCARTES

MEMBRE DE

U-S-PC
Université Sorbonne
Paris Cité

AVERTISSEMENT

Cette thèse d'exercice est le fruit d'un travail approuvé par le jury de soutenance et réalisé dans le but d'obtenir le diplôme d'État de docteur en chirurgie dentaire. Ce document est mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt toute poursuite pénale.

Code de la Propriété Intellectuelle. Articles L 122.4

Code de la Propriété Intellectuelle. Articles L 335.2 - L 335.10



UNIVERSITÉ
PARIS
DESCARTES

MEMBRE DE

U-PC
Université Sorbonne
Paris Cité

UNIVERSITÉ PARIS DESCARTES

FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2018

N° 048

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le : 13 juin 2018

Par

Sophie JAVED

L'apport de l'alliage Gold en endodontie

Dirigée par M. le Docteur Denis Bouter

JURY

Mme le Professeur Florence Chemla

M. le Docteur Denis Bouter

M. Le Docteur Olivier Le May

M. le Docteur Thomas Roux

M. Le Docteur Romain Orлу

Président

Assesseur

Assesseur

Assesseur

Invité



Tableau des enseignants de la Faculté

DÉPARTEMENTS	DISCIPLINES	PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS	MAÎTRES DE CONFÉRENCES
1. DÉVELOPPEMENT, CROISSANCE ET PRÉVENTION	ODONTOLOGIE PÉDIATRIQUE	Mme DAVIT-BÉAL Mme VITAL	M. COURSON Mme DURSUN Mme JEGAT Mme SMAIL-FAUGERON Mme VANDERZWALM
	ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE		Mme BENAHMED M. DUNGLAS Mme KAMOUN-GOLDRAT Mme LE NORCY
	PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ ET ODONTOLOGIE LÉGALE	Mme FOLLIGUET	Mme GERMA M. PIRNAY M. TAVERNIER
2. CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE	PARODONTOLOGIE	Mme COLOMBIER Mme GOSSET	M. BIOSSE DUPLAN M. GUEZ
	CHIRURGIE ORALE	M. MAMAN Mme RADOI	Mme EJEIL M. GAULTIER M. HADIDA M. MOREAU M. NGUYEN
	BIOLOGIE ORALE	Mme CHAUSSAIN M. GOGLY Mme SÉGUIER Mme POLIARD M. ROCHEFORT (PU associé)	M. ARRETO Mme BARDET (MCF) Mme CHARDIN Mme CHERIFI (MCU associée) M. FERRE M. LE MAY
3. RÉHABILITATION ORALE	DENTISTERIE RESTAURATRICE ENDODONTIE	Mme BOUKPESSI Mme CHEMLA	Mme BERÈS (MCU associée) Mme BESNAULT M. BONTE Mme COLLIGNON (MCU associée) M. DECUP Mme GAUCHER
	PROTHÈSES	M. POSTAIRE	M. CHEYLAN M. DAAS M. DOT M. EID Mme FOUILLOUX-PATEY Mme GORIN M. RENAULT M. RIGNON-BRET M. TIRLET M. TRAMBA Mme WULFMAN
	FONCTION-DYSFONCTION, IMAGERIE, BIOMATÉRIAUX		M. ATTAL Mme BENBELAID Mme BENOÎT A LA GUILLAUME (MCF) M. BOUTER M. CHARRIER M. CHERRUAU M. FLEITER Mme FRON CHABOUIS Mme MANGIONE (MCU associée) M. SALMON Mme TILOTTA
	PROFESSEURS ÉMÉRITES	M. BÉRENHOLC Mme BRION M. LASFARGUES M. LAUTROU M. LEVY	M. PELLAT M. PIERRISNARD M. SAFFAR Mme WOLIKOW
<i>Mise à jour le 18 décembre 2017</i>			

Remerciements

À Mme le Professeur Florence Chemla

Docteur en Chirurgie dentaire

Docteur de l'Université Paris Descartes

Docteur en Sciences odontologique

Habilitée à Diriger des Recherches

Professeurs des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes.

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Chef de service de l'hôpital Charles Foix

Chevalier de l'ordre des palmes académiques

Qui me fait l'honneur de présider le jury de cette thèse. Veuillez trouver ici le témoignage de ma sincère reconnaissance et de mon profond respect.

À M. le Docteur Denis Bouter

Docteur en Chirurgie dentaire

Docteur de l'Université Paris Descartes

Maitre de conférences des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Qui me fait l'honneur de diriger cette thèse. Merci de m'avoir soutenu et aidé dans cette réalisation, ainsi que pour votre patience.

À M. le Docteur Olivier Le May

Docteur en Chirurgie dentaire

Docteur en Sciences odontologiques

Docteur en Sciences

Maitre de conférences des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Qui me fait l'honneur de participer au jury de cette thèse. Veuillez trouver ici le témoignage de ma sincère reconnaissance et de mon profond respect.

À M. le Docteur Thomas Roux

Docteur en Chirurgie dentaire

Assistant Hospitalo-Universitaire, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Qui me fait l'honneur de participer au jury de cette thèse. Veuillez trouver ici le témoignage de ma sincère reconnaissance et de mon profond respect. Merci pour tout ce que vous m'avez transmis au cours de mes études.

À M. le Docteur Romain Orlu

Docteur en Chirurgie dentaire

Assistant Hospitalo-Universitaire, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Qui me fait l'honneur de participer au jury de cette thèse. Veuillez trouver ici le témoignage de ma sincère reconnaissance et de mon profond respect.

Table des matières

INTRODUCTION	2
1 : LE NICKEL-TITANE	4
1.1 LES CARACTÉRISTIQUES	4
1.2 MISE EN FORME PAR ROTATION D'INSTRUMENTS EN NI-TI	7
1.2.1 <i>La rotation continue</i>	7
1.2.2 <i>Le mouvement de réciprocité</i>	7
1.3. LE SYSTÈME PROTAPER™ (DENSTPLY, MAILLEFER)	8
1.4. LE SYSTÈME WAVEONE® (DENSTPLY, MAILLEFER)	11
1.5. LES LIMITES : LA FRACTURE.....	15
1.5.1 <i>Fracture par torsion</i>	15
1.5.2 <i>La fracture par fatigue cyclique</i>	15
2 : L'APPORT DE L'ALLIAGE GOLD	17
2.1. LA FATIGUE CYCLIQUE	18
2.1.1. <i>La température</i>	18
2.1.2. <i>Les contraintes</i>	19
2.1.3 <i>La stérilisation</i>	27
2.2. LA TORSION	29
2.3. LES DÉFAUTS DENTINAIRES	31
2.4. LA CAPACITÉ DE MISE EN FORME	33
2.5. LE TRANSPORT CANALAIRE	38
CONCLUSION	40
BIBLIOGRAPHIE	41
TABLE DES FIGURES	43
TABLE DES TABLEAUX	44

Introduction

La préparation mécanique du système canalaire est une étape importante du traitement endodontique. Le but de cette étape est d'éliminer la pulpe vivante ou nécrosée ainsi que de préparer le canal aux procédures d'irrigation et d'obturation

Les objectifs de mise en forme décrits par Schilder¹ en 1974 « shaping, cleaning and obturation » sont encore d'actualité ; si les principes sont restés inchangés, les moyens d'y parvenir ont beaucoup évolué, notamment depuis l'apparition des systèmes de mise en forme en rotation continue et des instruments en Ni-Ti.

Schilder² a décrit les problèmes endodontiques comme des maladies bactériennes, ces bactéries sont également à l'origine des échecs de traitement endodontiques.

Il en découle donc un certain nombre de principes à respecter pour permettre l'éradication complète des bactéries :

- Les principes biologiques :
 - La suppression du tissu organique pulpaire et des irritants potentiels ou avérés
 - la désinfection du réseau canalaire
- Les principes mécaniques
 - Le respect du trajet canalaire initial et la préservation des structures canalaires et apicales pour permettre à l'irrigant d'atteindre l'ensemble du canal sans dépasser l'apex
 - L'aménagement d'une conicité suffisante régulière permettant de réaliser une irrigation efficace et par la suite une obturation de l'ensemble du réseau endodontique, contrôlée, durable et hermétique, qui va conditionner la réussite du traitement endodontique³

¹ Schilder, « Cleaning and shaping the root canal ».

² Schilder.

³ Pertot et Pommel, « Mise en forme et nettoyage du système canalaire. »

Les normes ISO de 1957 ont fixé, entre autres, la conicité des instruments à 2%. Cependant, pour répondre aux objectifs de mise en forme définis par LUMEY, une conicité de 6% est nécessaire.

La mise sur le marché de limes en Nickel Titane (Ni-Ti) dans les années 90 a permis de répondre à l'ensemble de ces objectifs de façon simple. Ce métal permet, grâce de ses propriétés, d'obtenir un instrument avec une grande conicité tout en conservant une bonne flexibilité.

1 : Le Nickel-Titane

1.1 Les caractéristiques

L'alliage à mémoire de forme à base de nickel titane fut découvert, en 1961, par des chercheurs de la marine américaine « Naval Ordnance Laboratory » : W.J Buehler et Wang.

Quelques années plus tard, Walia H s'intéresse à cet alliage pour l'endodontie ; son faible module d'élasticité permet un meilleur respect des courbures comparé aux instruments à base d'acier. Les premiers instruments à base de Ni-Ti ont vu le jour en 1993.

Il fait partie des alliages à mémoire de forme (AMF) : après avoir subi une déformation, l'alliage peut récupérer intégralement sa forme initialement prédéfinie, si et seulement si celui-ci est soumis à des cycles thermiques ou mécaniques adaptés.

Les propriétés pseudo-élastiques des alliages à mémoire de forme reposent sur l'existence d'une transformation de phase à l'état solide appelée transformation martensitique thermoélastique

La transformation de l'austénite en martensite est caractérisée par un déplacement des atomes, collectif et coopératif, inférieur à la distance intra-atomique. Chaque atome se déplace vers une nouvelle position grâce au déplacement des atomes voisins.

La transformation de martensite en austénite est déterminée par la température de fusion austénitique, cependant cette température ne correspond pas à une température fixe mais à un intervalle de température.

Lors de la chauffe de l'instrument, dès que la température A_s (Austénite start) est atteinte, la transformation commence, et ne peut être complète que lorsqu'elle atteint la température A_f (Austénite finish). Entre ces deux températures les deux phases coexistent.⁴

A l'inverse, lorsque l'on refroidit l'instrument on passe de la phase Austénitique à Martensitique, cette transformation commence à une température M_s (Martensite start) et

⁴ Jordan et Rocher, « Les alliages nickel-titane ».

est complète à la température M_f (Martensite finish) qui est plus faible que la température A_f .

La phase martensitique est caractérisée par un matériau doux et ductile alors que la phase austénitique est caractérisée par un matériau dur et fort

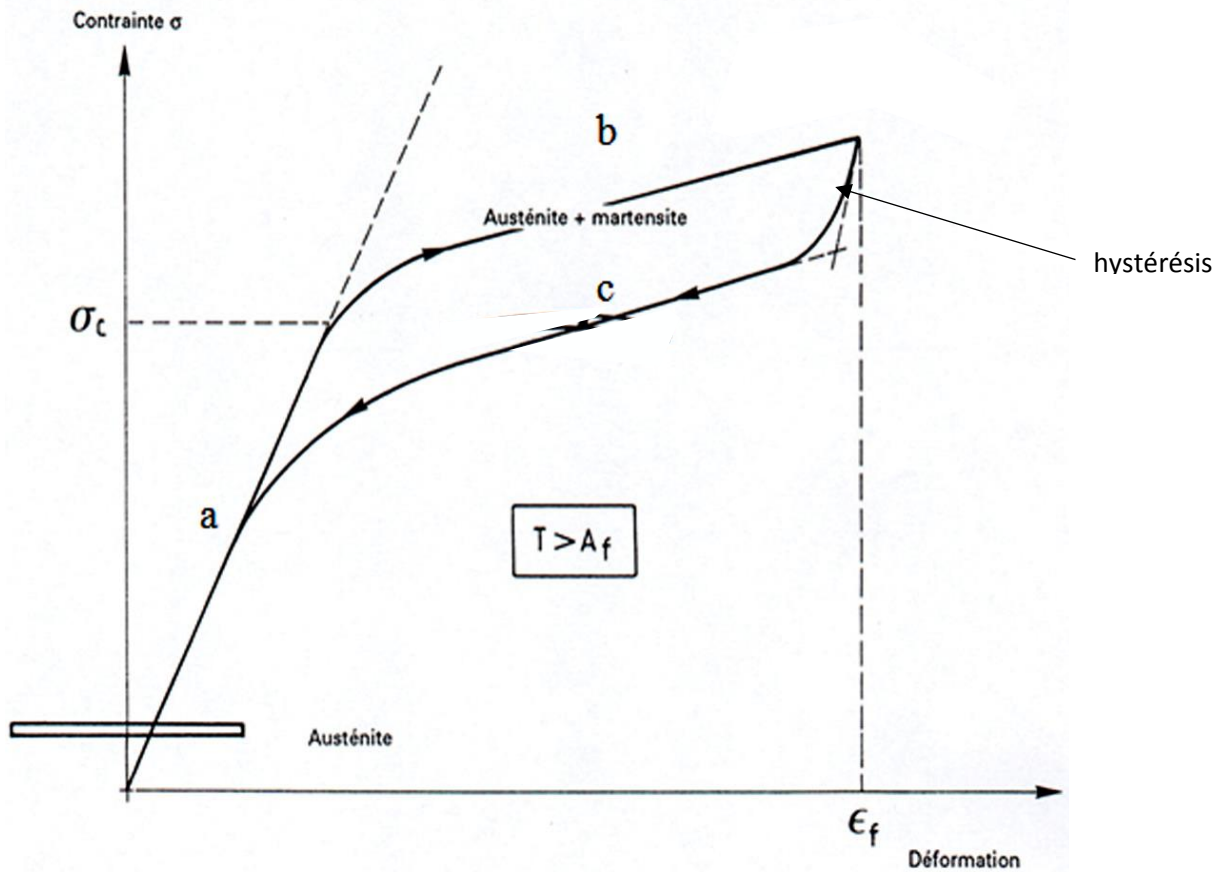
Les propriétés de ce matériau ont rapidement intéressé la communauté scientifique.

Celui-ci possède différentes propriétés :

- Lorsque ce métal subit une certaine quantité de contraintes, il passe de la phase austénite à la phase martensite. Lors de la phase martensitique, nous observons une déformation qui augmente de façon importante pour une contrainte quasiment identique. Lors du relâchement de cette contrainte, le métal retourne à la situation initiale par un chemin différent, c'est ce que l'on appelle l'hystérésis.

Ce phénomène est appelé la superplasticité

Figure 1 : schéma de la transformation thermoelastique des alliages en Ni-Ti



Source : Jordan et Rocher « les alliages nickel-titane », 2009

- De plus, lorsque le métal subit une déformation plastique à froid, il passe dans une phase martensitique, mais celui-ci peut retrouver sa forme initiale lorsqu'il est réchauffé. Ce phénomène s'appelle la mémoire de forme

Sa grande flexibilité et sa capacité de coupe a rendu le Ni-Ti très populaire pour réaliser un traitement canalaire rapide et centré.

1.2 Mise en forme par rotation d'instruments en Ni-Ti

Il existe deux types de rotation pour la mise en forme des canaux à l'aide d'instruments en Ni-Ti :

- la rotation continue
- le mouvement de réciprocité

1.2.1 La rotation continue

Il s'agit d'une rotation continue dans le sens horaire avec une vitesse constante comprise entre 250 et 800 tours par minute en fonction des systèmes.

Ce principe de rotation se fonde sur un principe de préparation corono-apicale, c'est-à-dire la préparation du tiers coronaire pour élargir l'entrée canalaire puis la préparation du tiers médian jusqu'à atteindre le tiers apical.

La rotation doit être continue et sans variation pour minorer les risques de fractures instrumentales. Il est nécessaire de régler le couple de façon optimale pour concilier efficacité de coupe et sécurité.

1.2.2 Le mouvement de réciprocité

Ce mouvement a été introduit par Yared en 2008. Il utilise une lime de mise en forme des Protaper (le F2) avec alternance de mouvement horaire / antihoraire d'amplitude variable.⁵

L'amplitude du mouvement de vissage de la lime est plus importante que celui de dévissage, ce qui permet à la lime, à chaque alternance, de progresser en direction apicale.

A l'heure actuelle, plusieurs systèmes existent pour réaliser ces préparations à l'aide d'un mouvement alterné.

Les premiers à avoir été proposés sont le WaveOne (Detrey-Denstply-Maillefer) et le Reciproc (VdW) dont la particularité est d'avoir un pas de vis inversé ; ils vissent donc dans le sens habituel du dévissage ;

Ce mouvement de réciprocité diminue le stress que subissent les instruments.⁶

⁵ Keskin et al., « Cyclic fatigue resistance of Reciproc Blue, Reciproc, and WaveOne Gold reciprocating Instruments ».

⁶ Keskin et al.

Le but de cette thèse est d'étudier l'apport d'une modification des propriétés de l'alliage Ni-Ti par un traitement thermique spécifique au sein de deux systèmes :

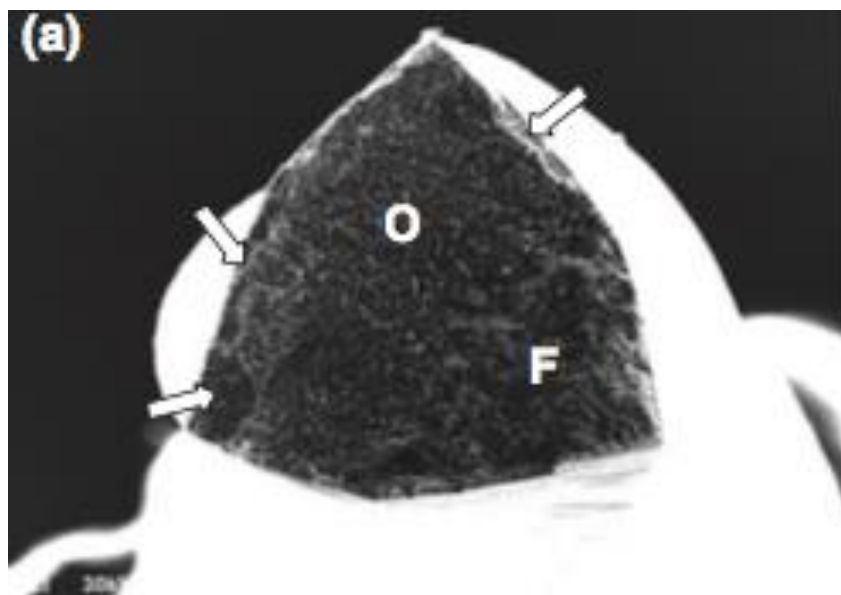
- Les ProTaper®
- Les WaveOne®

1.3. Le système ProTaper® (Dentsply, Maillefer)

Le système Protaper® Universal (dentsply, maillefer) est un système de mise en forme en rotation continue ; il comprend huit instruments⁷.

Les Shapings Files pour la mise en forme coronaire et les Finishing files pour la mise en forme apicale ; tous ces instruments ont une section transversale triangulaire ; cette forme permet un contact à trois points de l'instrument avec le canal, pour une mise en forme optimale. Malheureusement cette géométrie entraîne des risques de blocage important et pas d'espace pour se libérer.⁸

Figure 2: Photographie macroscopique de la section transversale d'un Protaper®



Source: Elnaghy et Elsaka, "Mechanical properties of ProTaper Gold nickel-titanium rotary instruments", 2016

⁷ Dentsply France SAS, « Brochure ProTaper Gold ».

⁸ Dentsply France SAS.

Shaping files :

Figure 3 : image des Shaping files S1, S2 et SX



Source : Dentsply franse SAS « Brochure ProTaper Gold », 2016

- Le Shaping file n°1 (S1) présente une conicité variable, une pointe d'un diamètre de 17/100 ; son objectif est la mise en forme du tiers coronaire
- Le Shaping files n°2 (S2) présente une conicité variable, une pointe d'un diamètre de 20/100 ; son objectif est la mise en forme du tiers moyen
- Le Shaping files auxiliaire (Sx) présente une conicité variable, une pointe d'un diamètre de 19/100, son objectif est la relocalisation des entrées canalaires.

Ce système comprend également des Finishing files destinés à la finition apicale et présente des conicités variables décroissantes :

Figure 4 : image des finishing files F1, F2, F3, F4, F5



Source : Dentsply France SAS, « Brochure ProTaper Gold », 2016

- Finishing files n°1 (F1) dont le diamètre apical est de 20/100, ainsi qu'une conicité de 7% pour les trois derniers millimètres.
- Finishing files n°2 (F2) dont le diamètre apical est de 25/100, ainsi qu'une conicité de 8% pour les trois derniers millimètres.
- Finishing files n°3 (F3) dont le diamètre apical est de 30/100, ainsi qu'une conicité de 9% pour les trois derniers millimètres.
- Finishing files n°4 (F4) dont le diamètre apical est de 40/100, ainsi qu'une conicité de 6% pour les trois derniers millimètres.
- Finishing files n°5 (F5) dont le diamètre apical est de 50/100, ainsi qu'une conicité de 5% pour les trois derniers millimètres.

Protocole d'utilisation :

Le protocole des ProTaper est un protocole corono-apical. Le S1 est conçu pour travailler dans le 1/3 coronaire. Il est progressivement amené jusqu'à la Lt. Le S2 est, quant à lui, conçu pour travailler plus spécifiquement dans le 1/3 moyen, il est également amené jusqu'à la Lt.

Pour finir, les limes Finishing sont amenées jusqu'à la Lt, permettant de mettre en forme les 3mm apicaux. Le type de Finishing utilisé sera déterminé en fonction du diamètre et de la conicité de la dent concernée.

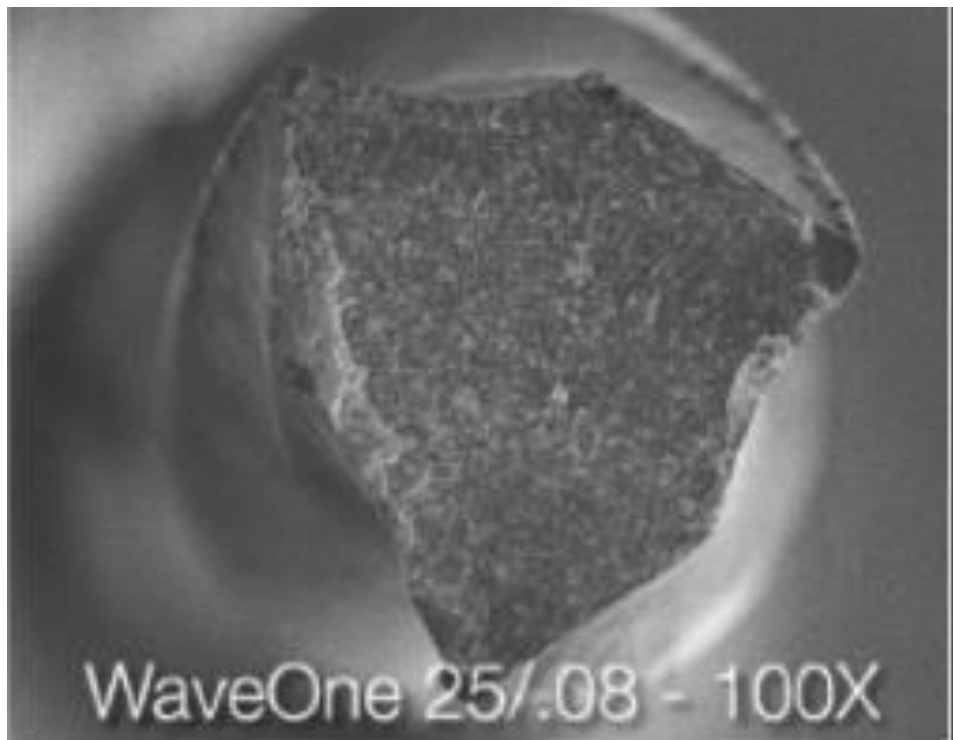
1.4. Le système WaveOne® (Dentsply, Maillefer)

Le système WaveOne® est un système de mise en forme par mouvement de réciprocité à usage unique ; il diminue le temps de mise en forme et permet de consacrer plus de temps à l'irrigation et l'obturation qui sont également deux étapes primordiales du traitement endodontique. L'usage unique permet également de diminuer le risque de contamination croisée et supprime les étapes de nettoyage et de stérilisation⁹.

Il comporte 3 instruments avec une section transversale losangique :

⁹ Dentsply France SAS, « Brochure WaveOne Gold ».

Figure 5 : Photographie macroscopique d'une section transversale d'un WaveOne®



Source : Simon et al, "Comparison of resistance to cyclic fatigue of one novel reciprocating endodontic file system with two novel rotary endodontic file systems", 2015

- WaveOne® « Primaire » :

Figure 6 : image d'un WaveOne Gold primary



Source : Dentsply France SAS, "Brochure WaveOne Gold ", 2015

- Utilisé dans la plupart des canaux il présente un diamètre apical de 25/100 de mm, une conicité de 8% dans les trois premiers millimètres apicaux et une partie travaillante de 16mm de longueur.

- WaveOne® « small » :

Figure 7 : image d'un WaveOne Gold medium

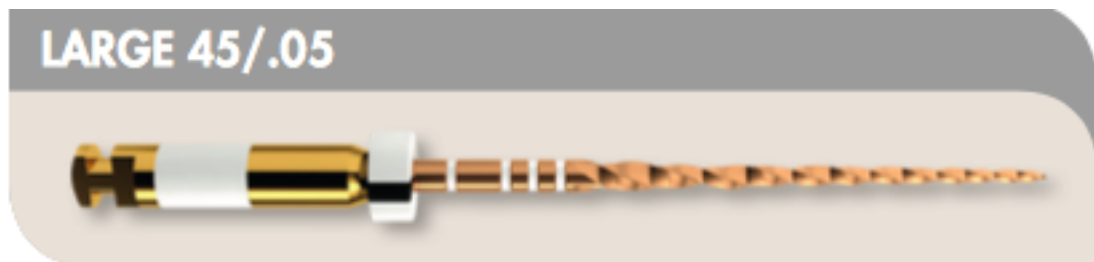


Source : Dentsply France SAS, "Brochure WaveOne Gold", 2015

- Principalement utilisé dans les canaux fins et étroits lorsque la lime K10 présente une grande résistance de progression, présente un diamètre apical de 21/100 de mm, une conicité de 6% et une partie travaillante de 16mm de longueur.

- WaveOne® « large » :

figure 8 : image d'un WaveOne Gold large



Source : Dentsply France SAS, "Brochure WaveOne Gold", 2015

- Utilisé lorsque la lime K20 progresse sans résistance jusqu'à la longueur de travail, il comporte un diamètre apical de 40/100 de mm, une conicité de 8% dans les trois premiers millimètres apicaux et une partie travaillante de 16mm de longueur.

Protocole d'utilisation :

Le choix de l'instrument WaveOne se fait en fonction de la résistance à la progression de la lime de cathétérismes.

Après avoir vérifié la perméabilité apicale, on choisira la lime de mise en forme en fonction du diamètre et de la difficulté.

La mise en forme sera réalisée dans une cavité remplie d'hypochlorite

La lime sera amenée progressivement jusqu'à la longueur de travail grâce à une légère pression lui permettant de progresser de manière passive. Après chaque progression de 2 à 3 mm au sein du canal, il faut retirer la lime et la nettoyer avant de la réinsérer dans le canal. La lime sera menée jusqu'à la longueur de travail en plusieurs passages successivement.

1.5. Les limites : la fracture

Si ces systèmes de mise en forme mécanisés ont permis de faciliter les étapes de préparation canalaire, ils présentent cependant des risques de fractures pouvant amener à un échec du traitement.

Il existe deux types de fracture :

- par torsion : fracture ductile
- par fatigue cyclique : fracture fragile

1.5.1 Fracture par torsion

Lorsque l'instrument subit une torsion qui ne dépasse pas la limite élastique, le métal subit une déformation réversible, élastique. Celui-ci retrouve sa forme initiale dès l'arrêt de la contrainte.

Cependant lorsque la torsion dépasse la limite élastique, le métal subit une déformation plastique, si cette torsion augmente encore, on aboutit à la fracture.

La fracture ductile, par torsion, est cliniquement, la plus fréquente. Elle intervient dans 2 situations¹⁰ :

- lorsque qu'une partie de l'instrument se bloque dans un canal trop étroit et que le reste de l'instrument continue de tourner
- lorsque les contraintes exercées sont trop importantes (pression trop importante, efficacité de coupe diminuée par manque de nettoyage des spires)

1.5.2 La fracture par fatigue cyclique

La fatigue cyclique est définie comme la conséquence d'une accumulation de stress au sein de l'alliage lors d'une utilisation prolongée dans une courbure ou lors d'utilisations successives.¹¹

¹⁰ Kim et al., « Effect from cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files on torsional resistance ».

¹¹ Elnaghy et Elsaka, « Mechanical properties of ProTaper Gold nickel-titanium rotary instruments ».

Lors de l'utilisation du Ni-Ti celui-ci subit une transformation de l'austénite en martensite.

Cette transformation peut être initiée par deux facteurs :

- La modification de température
- L'action d'une contrainte

Lorsque ces facteurs cessent, le Ni-Ti retourne en phase austénitique, cependant cette transformation n'est pas complètement réversible. Il existe une persistance d'ilots martensitiques au sein du Ni-Ti, le passage répété de la phase austénite en martensite puis de martensite en austénite entraîne une accumulation d'ilots de martensite qui conduit à une rupture par fatigue cyclique, cette fracture est de type fragile.

Ce type de fracture intervient sans déformation permanente visible à l'œil nu. Il est donc impossible de les prévoir précisément.

On définit donc la résistance à la fatigue cyclique comme le nombre de cycles qu'un instrument est capable d'effectuer sous l'action d'une contrainte avant la rupture.

Cette rupture par fatigue cyclique est responsable d'un nombre important d'échecs. Afin d'améliorer les performances des instruments Ni-Ti, et notamment leur résistance à la fatigue cyclique, un certain nombre de traitements thermiques ont été proposés. Nous allons étudier plus spécifiquement l'alliage « Gold » proposé par Detrey-Denstply et comparer les performances des PTU et WO par rapport au PTG et WOG.

2 : L'apport de l'alliage Gold

Le Ni-Ti a permis de réduire les erreurs lors des traitements endodontiques, cependant de nombreuses erreurs persistent malgré l'apport de cet alliage tel que les transports canalaires et les fractures instrumentales en torsion ou par fatigue cyclique.

Elles sont dues à un manque de flexibilité, de résistance à la fatigue cyclique, ainsi qu'une efficacité de coupe insuffisante.

Pour améliorer les préparations canalaires, de nombreuses approches ont été développées par les fabricants, de nombreuses questions se sont posées sur les modifications à apporter pour améliorer les propriétés mécaniques.¹²

Que doit-on modifier : la section transversale ? Le pas d'hélices ? La fabrication de l'alliage ? Grâce à ces nombreuses recherches, l'alliage gold a vu le jour. Il a été mis au point pour tenter de pallier les limites de l'alliage conventionnel.

Cet alliage est fabriqué à base de Nickel-titane cependant celui-ci a subi un traitement à chaud pour le bloquer dans une phase différente ce qui lui confère des propriétés mécaniques différentes.¹³

Au cours de ce travail nous allons étudier si la modification de l'alliage permet une amélioration de ses propriétés telles que la fatigue cyclique et la résistance en torsion.

Les systèmes étudiés au sein de cette thèse n'utilisent pas le même mode de rotation.

Aucune étude ne compare la résistance à la fatigue cyclique en fonction des systèmes de rotation.

Les différents systèmes de rotation ont des capacités différentes pour se libérer des débris dentinaires, nous allons donc uniquement étudier l'alliage en lui-même sans prendre en compte la différence de rotation

¹² Elnaghy et Elsaka.

¹³ Elnaghy et Elsaka.

2.1. La fatigue cyclique

La fatigue cyclique est le résultat de l'accumulation de défaut au sein de l'alliage qui, à force d'accumulation, entraîne la rupture de l'instrument.

Ces défauts sont dus à la transformation réversible de l'austénite en martensite puis de martensite en austénite comme décrit précédemment.

Cette transformation n'étant pas réversible à 100%, il reste des îlots de plus en plus nombreux de martensite.

Cette transformation peut donc être initiée par deux phénomènes :

- L'augmentation de température
- La contrainte

2.1.1. La température

La variation de température peut entraîner une transformation martensitique ;

On note qu'au sein de l'alliage Ni-Ti la transformation se fait en 1 phase c'est-à-dire qu'il passe de l'austénite à la martensite sans intermédiaire. Cet alliage présente une température de fusion austénitique qui se situe entre 16° et 31°C.¹⁴

En ce qui concerne l'alliage gold, celui-ci présente une transformation en deux phases. Il existe donc une phase intermédiaire nommée la R-phase, qui peut être considérée comme une phase à potentiel martensitique¹⁵. De plus, sa température de transformation austénitique se situe à 55° C.

Une étude de Plotino et col a examiné l'influence de la température sur la résistance à fatigue cyclique entre les PTU et les PTG :

¹⁴ Keskin et al., « Cyclic fatigue resistance of Reciproc Blue, Reciproc, and WaveOne Gold reciprocating Instruments ».

¹⁵ Plotino et al., « Influence of temperature on cyclic fatigue resistance of Protaper Gold and Protaper Universal rotary files ».

Tableau 1 : nombre de cycle $\pm ET$ avant la fracture par fatigue cyclique

Instrument	Température de la pièce 20°C	Température intra canalaire 35°C
S1	515 \pm 90,35	380 \pm 39,43
S1 Gold	674,17 \pm 86,41	629,17 \pm 87,25
F2	228,33 \pm 52,45	114,17 \pm 47,14
F2 Gold	504,17 \pm 94,41	457,5 \pm 101,97

Source : Auteur, D'après Plotino et al, "Influence of temperature on cyclic fatigue resistance of ProTaper® Gold and ProTaper® Universal Rotary Files"; 2017

Cette étude montre que l'augmentation de température entraîne une diminution de la résistance à la fatigue cyclique pour les PTU ($p < 0,05$) mais pas pour les PTG (ns).

Cette différence s'explique par la différence de température de fusion austénitique qui, pour les PTU, se situe à une température inférieure à celle du corps. Le Ni-Ti se trouve alors en phase austénitique ; l'alliage est donc dur et résistant.

2.1.2. Les contraintes

De nombreux facteurs influencent les contraintes subies par l'instrument, et donc influencent la transformation de l'austénite en martensite¹⁶ :

¹⁶ Uygun et al., « Variations in cyclic fatigue resistance among ProTaper Gold, ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels ».

- Le type d'alliage

Celui-ci étant identique dans l'ensemble des systèmes étudiés au sein de cette thèse, seul le traitement thermique est modifié avec l'apport de l'alliage gold.

- La dimension des instruments

Une étude de Hieawy Ahmed a réalisé la résistance à la fatigue cyclique entre les PTG et PTU en fonction des instruments :

Tableau 2 : nombre de cycle avant fracture des PTG et PTU dans une courbure de 40° avec 6 mm de rayon

	PTG	PTU
S1	1750,4±129,1	1074,2±168,7
S2	1388,8±165,5	813,3±112,8
F1	1168,2±126,1	744,0±151,9
F2	985,2±135,5	677,6±172.5
F3	835,5±119,3	564,8±90,7

Source: Auteur, D'après Hieawy Ahmed et col, d'après "Phase transformation behavior and resistance to bending and cyclic fatigue of ProTaper Gol and ProTaper Universal Instruments", 2015

Cette étude permet de montrer que les instruments S1 et S2, que ce soit pour les PTG ou les PTU, présentent une résistance à la fatigue cyclique significativement supérieure aux instruments F1, F2, F3. Le F3 présente la plus faible résistance à la fatigue cyclique. Cette étude montre deux choses ; premièrement les instruments « gold » présentent une meilleure résistance à la fatigue cyclique que leurs homologues en alliage traditionnel. La

2^{ème} chose intéressante à noter c'est que la résistance à la fatigue cyclique diminue quand le diamètre de l'instrument augmente. Il semble que cela provienne de la plus grande accumulation d'ilots de martensite au sein d'un instrument de gros diamètre.

- La position et l'angle de la courbure

De nombreuses études ont cherché l'influence des courbures dans la résistance à la fatigue cyclique au sein des différents systèmes.

La plupart des études, telles que celles menées par Uygun¹⁷, Keskin¹⁸, Ozyurek¹⁹, ainsi que celle de Elnaghy²⁰ étudient la résistance à la fatigue cyclique au sein d'une courbure de 60° à une distance apicale de 5mm avec un rayon de courbure de rayon apical de 5 mm.

Néanmoins il n'existe que deux études qui montrent la différence de résistance à la fatigue cyclique en fonction de la position et de l'angle de la courbure.

Une étude de Yilmaz a démontré la différence de résistance en fonction de l'angle de la courbure à une distance égale de l'apex (5mm) :

¹⁷ Uygun et al.

¹⁸ Keskin et al., « Cyclic fatigue resistance of Reciproc Blue, Reciproc, and WaveOne Gold reciprocating Instruments ».

¹⁹ Özyürek, « Cyclic fatigue resistance of Reciproc, WaveOne, and WaveOne Gold nickel-titanium Instruments ».

²⁰ Elnaghy et Elsaka, « Mechanical properties of ProTaper Gold nickel-titanium rotary instruments ».

Tableau 3: Résultat moyen \pm écart-type du Reciproc® et du WOG® suite au test de fracture par fatigue cyclique

Group	Canal 45°	Canal 60°	Canal 90°
Reciproc	415,63 \pm 34,69	264,73 \pm 22,10	111,18 \pm 7,66
Wave One Gold	434,28 \pm 128,68	276,60 \pm 18,26	116,18 \pm 9,27

Source: Auteur, D'après Yilmaz et Özyürek; d'après "Cyclic fatigue life of Tango-Endo, WaveOne Gold and Reciproc NiTi instruments", 2017

L'augmentation de l'angle de la courbure diminue significativement la résistance à la fatigue cyclique de l'ensemble des systèmes ($p < 0,05$)²¹

Adigüzel a, quant à lui, étudié la différence de résistance à la fatigue cyclique en fonction de l'angle et du rayon de la courbure

²¹ Yilmaz et Özyürek, « Cyclic fatigue life of Tango-Endo, WaveOne Gold, and Reciproc NiTi instruments ».

Tableau 4: Valeur moyenne \pm l'écart-type du temps avant la fracture

	Group	n	Time to failure
Courbure de 60° et 3mm de Rayon	WO small	10	178,7 \pm 16,2
	WOG small	10	338,4 \pm 25,4
	WO primary	10	167,4 \pm 11,9
	WOG primary	10	325,4 \pm 19,5
	WO large	10	162,8 \pm 15,1
	WOG large	10	307,4 \pm 19,7
Courbure de 90° et 5 mm de rayon	WO small	10	84,1 \pm 10,2
	WOG small	10	223,3 \pm 15,3
	WO primary	10	79 \pm 7,2
	WOG primary	10	218,7 \pm 18,6
	WO large	10	68 \pm 7,5
	WOG large	10	185,8 \pm 14,3

Source : Auteur, D'après Adigüzel et Davut Capar. « Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of WaveOne and WaveOne Gold Small, Primary and Large Instruments » , 2017

Dans un canal artificiel les WOG Small, Primary et Large ont une résistance à la fatigue cyclique significativement plus élevée que les WO Small, Primary et Large ($p < 0.001$)²² tous canaux confondus.

Cet article montre que les instruments possédant l'alliage gold ont toujours une meilleure résistance à la fatigue cyclique que leurs homologues en alliage Ni-Ti traditionnel. La différence est d'autant plus importante que la courbure est prononcée et que les contraintes sont fortes. Dans cette étude on retrouve la moins grande résistance à la fatigue cyclique des instruments de gros diamètres.

- la section transversale :

Il n'existe pas de consensus en ce qui concerne l'impact de la section transversale sur la résistance à la fatigue cyclique.

Pendant de nombreuses années des auteurs tel que D.S.P Cheung²³ ont montré que la section transversale n'avait pas d'influence sur la résistance à la fatigue cyclique, cependant ces dernières années, de nombreuses études ont montré qu'elle serait un facteur plus important comparé au type d'alliage.²⁴

La forme de la section transversale détermine les points de contacts entre les parois dentinaire et le canal.

La section triangulaire, lors de l'usinage du canal, va se centrer et frotter par 3 points sur les parois entraînant des contraintes importantes.

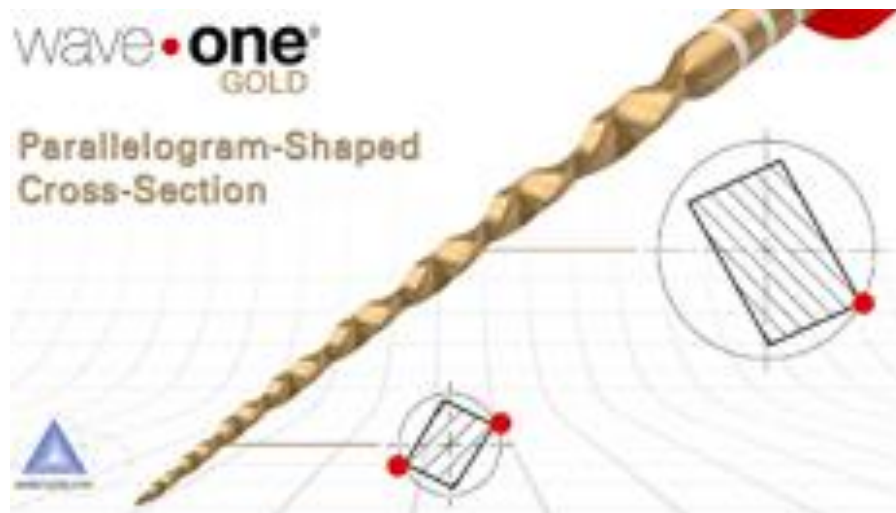
²² Adıgüzel et Davut Capar, « Comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne and WaveOne Gold small, primary, and large instruments ».

²³ Cheung et Darvell, « Low-cycle fatigue of niti rotary instruments of various cross-sectional shapes ».

²⁴ Keskin et al., « Cyclic fatigue resistance of Reciproc Blue, Reciproc, and WaveOne Gold reciprocating Instruments ».

Au contraire, l'alternance de sections losangiques et parallélépipédiques permettent de limiter les points de contacts entre la lime et les parois dentinaires, avec des zones où la lime présente 2 contacts et d'autres 1 contact.²⁵

Figure 9 : Image de la section transversale d'une WaveOne®

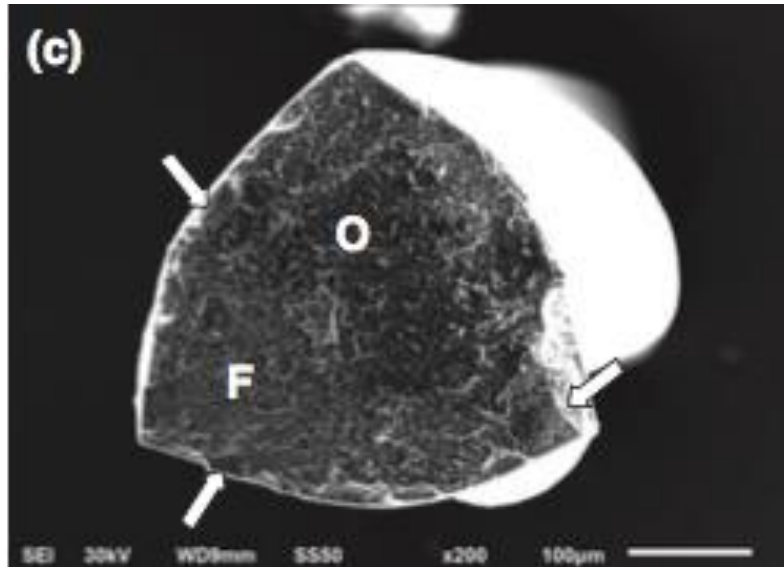


Source: Brochure DENTSTPLY « WaveOne Gold® » 2015

Il semblerait que la diminution des points de contact entre l'instrument et les parois du canal augmente la résistance à la fatigue cyclique

²⁵ Adıgüzel et Davut Capar, « Comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne and WaveOne Gold small, primary, and large instruments ».

Figure 10 : Coupe de la section transversale d'une lime Protaper®



Source: Elnaghy et Elsaka, "Mechanical properties of ProTaper Gold nickel-titanium rotary instruments" 2016

L'évolution de la section transversale n'est pas la même au sein des systèmes étudiés.

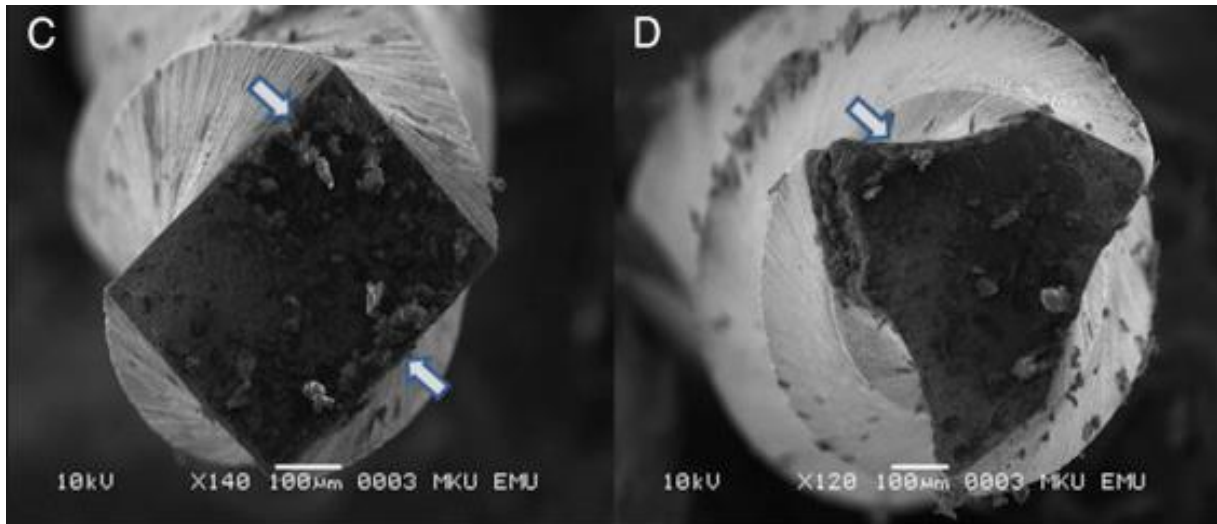
Au sein du système Protaper® Universal et Protaper Gold®, il n'y a pas de changement de la section transversale (section triangulaire) il n'y a donc pas de modification de la résistance à la propagation des défauts par l'intermédiaire de ce paramètre.

En ce qui concerne le système WaveOne®, il existe une modification de la section transversale avec le système gold on passe d'une section losangique à une section parallélépipédique.

On note donc une modification de la résistance à la propagation des défauts avec les instruments gold au sein des Wave One uniquement Selon Adigüzel et col²⁶.

²⁶ Adigüzel et Davut Capar.

Figure 11 : Image de l'évolution de la section transversale d'un WaveOne (D) et d'un WaveOne Gold (C)



Source: Adiguzel et col, "Comparison of Cyclic Fatigue resistance of WaveOne and WaveOne Gold small, primary and large instruments" 2017

2.1.3 La stérilisation

Lors des procédures endodontiques, le clinicien est exposé à de nombreux micro-organismes qui existent au sein de la salive et du sang, ces micro-organismes sont à l'origine de nombreuses maladies. La stérilisation est donc le facteur le plus important pour prévenir les contaminations ainsi que de maintenir l'asepsie.

Yared a décrit que le système de mise en forme peut être utilisé avec des risques de fracture faible jusqu'à 10 canaux courbés. Il est donc important de déterminer l'impact de la stérilisation sur la résistance à la fatigue cyclique.

De nombreuses études ont démontré que les PTG non stérilisés ont une meilleure résistance à la fatigue cyclique.

Mais qu'en est-il après utilisation et stérilisation ?

Özyürek a réalisé une étude qui détermine l'impact de la stérilisation sur la fatigue cyclique des PTG au PTU.

Tableau 5: nombre de cycles avant fracture pour les PTU et PTG, avant stérilisation, après 10 stérilisation, stériliser après 25%, 50% et 75% de pré-fatigue

	PTG	PTU
Testé sans stérilisation	1 045,21±198,24(a)	248,12±32,52(a)
Testé après 10 stérilisation	1 306,34±248,22(b)	252,09±33,59(b)
Stérilisation après la pré-fatigue à 25%, 50% et 75%	1 107,55±210,04(a+b)	223,52±28,43(a+b)
	p<0,05	p>0,05 (ns)

Source : Auteur, D'après Özyürek et al. "The effects of autoclave sterilization on the cyclic fatigue resistance of ProTaper Universal, ProTaper next and ProTaper Gold nickel-titanium instruments", 2017

Les lettres indiquent la différence significative entre les groupes

Cette étude permet de mettre en évidence que 10 stérilisations avant le test à la fatigue cyclique augmentent la résistance à la fatigue cyclique pour les PTG et non pour les PTU (ns). Cependant on peut voir que la stérilisation n'a pas d'impact négatif sur la fatigue cyclique. Il a été démontré qu'une stérilisation à une température de 170° n'est pas suffisante pour altérer les propriétés mécaniques des systèmes de mise en forme.

2.2. La Torsion

La fracture par torsion est une fracture qui intervient lorsque la pointe de l'instrument reste bloquée au niveau apical alors que le moteur continue de tourner ; c'est une fracture de type ductile²⁷.

Le Ni-Ti est un alliage qui présente une très bonne résistance à la fracture par torsion.²⁸

Cette résistance à la fracture par torsion est-elle conservée avec l'alliage gold ?

Très peu d'auteurs se sont penchés sur cette question. Il n'existe que deux études portant sur ce sujet.

Une étude menée par A.M Elnaghy et S.E. Elsaka a permis d'évaluer la résistance à la fracture par torsion, en l'absence de flexion. Les limes sont bloquées au sein d'un canal artificiel sur les trois derniers millimètres apicaux, les instruments sont mis en rotation jusqu'à la fracture.

Tableau 6 : Moyenne \pm l'écart-type de la résistance à la torsion.

Systèmes	Résistance à la torsion N.cm
PTG	2.77 \pm 0.21
PTU	3.51 \pm 0.27
p Value*	<0,001

*Différence significative quand $p < 0,05$

Source: Auteur, D'après Elnaghy et Elsaka, "Mechanical properties of ProTaper Gold nickel-titanium rotary instruments", 2016

²⁷ Kim et al., « Effect from cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files on torsional resistance ».

²⁸ Xu et al., « Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections ».

Cette étude démontre que les PTU ont une meilleure résistance à la torsion que les PTG $p < 0,001$.

Cette différence peut être attribuée à la transformation en 2 phases (phase « R ») de l'alliage Gold, ainsi qu'à sa haute température de fusion austénitique qui confère à l'instrument une plus grande flexibilité ainsi qu'un faible module d'élasticité. On peut donc supposer que le Ni-Ti en phase martensitique présente une plus grande capacité de déformation pour un torque similaire comparé au Ni-Ti en phase austénitique. Cette étude montre que le couple nécessaire à la fracture est plus faible pour les PTG que pour les PTU mais un autre paramètre important, le nombre de tours avant la rupture, n'est pas analysé ; ce paramètre permet d'avoir une idée de la sécurité d'utilisation d'un instrument.²⁹

La plupart des articles étudient la fracture par fatigue cyclique et par torsion séparément, cependant lors de la pratique les deux types de fractures peuvent coexister.

Une étude de Ju-Yeong Kim³⁰ a permis de démontrer que la résistance à la torsion du Ni-Ti en phase austénitique est uniquement diminuée lorsqu'il présente 75% (du nombre de cycle avant la fracture : NCF).

Par contre, aucune étude n'a étudié le lien entre la résistance en torsion et la fatigue cyclique en ce qui concerne l'alliage Gold. Cependant, comme décrit précédemment, l'alliage Gold, bien que présentant une plus faible résistance en torsion, semble moins affecté par les contraintes importantes que l'alliage traditionnel et devrait donc avoir, au minimum, un comportement similaire.

²⁹ Elnaghy et Elsaka, « Mechanical properties of ProTaper Gold nickel-titanium rotary instruments ».

³⁰ Kim et al., « Effect from cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files on torsional resistance ».

2.3. Les défauts dentinaires

La présence de nombreux défauts dentinaires, tels que des fractures et des fêlures sur la surface interne et externe de la racine, après l'utilisation du Ni-Ti est un défaut majeur des préparations canalaires depuis l'introduction de cet alliage.

L'alliage gold apporte-t-il une diminution de ces dommages ?

Une étude de E. Karatas a évalué la différence de formation de micro fractures, au sein d'incisives centrales extraites, entre les PTU et les PTG.

Tableau 7 : nombre absolue et pourcentage de micro fractures à différents niveaux apicaux entre les PTG et PTU

	3 mm	6mm	9mm	Pourcentage de microfracture par groupe
Groupe contrôle	0 /0%	0/0%	0/0%	0/0%
ProTaper Gold	2/13%	1/7%	1/7%	4/9%
ProTaper Universal	4/26%	4/26%	2/13%	10/22%
p value	0,043	0,218	0,278	0,010

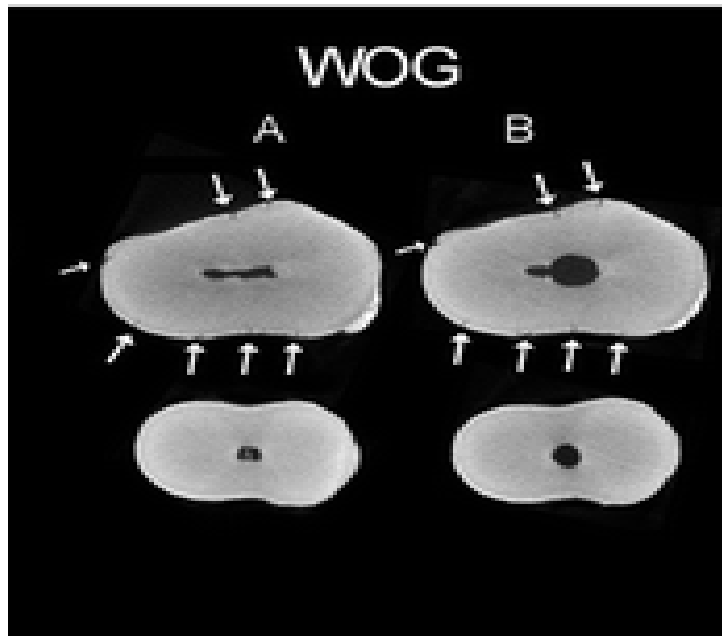
Source: Auteur, D'après Karatas et all "incidence of dentinal cracks after root canal preparation with ProTaper Gold, Profile Vortex, F360, Reciproc and ProTaper Universal instruments", 2015

Au sein de cet article différents instruments ont été testés sur des dents extraites avec des canaux rectilignes et un apex mature. L'ensemble des racines ont été vérifiées au stéréomicroscope en pré- opératoire. Une fois la mise en forme réalisée, il a été déterminé trois points de section de la dent : à 3mm,6mm et 9mm.

Cette étude montre qu'il existe un nombre significativement inférieur de micro-fractures au sein des racines lors de l'utilisation des PTG comparé au PTU uniquement à 3mm.³¹

Marcelly Cassimiro a, quant à lui, étudié la présence de micro fracture, au sein d'incisives droites extraites, en pré et post instrumentation.

Figure 12 : image de coupe des WOG en Pré-instrumentation (A) et Post-instrumentation (B)



Source : Cassimiro et al, "Occurrence of dentinal defects after root canal preparation with R-phase, M-Wire and Gold Wire instruments: a micro-CT analysis", 2017

³¹ Karataş et al., « Incidence of dentinal cracks after root canal preparation with ProTaper Gold, Profile Vortex, F360, Reciproc and ProTaper Universal instruments ».

Il n'existe pas de nouvelle micro fracture après instrumentation.

Il semblerait que l'ensemble des micro fractures soient présentes suite à des traumatismes antérieurs, tels que des traumatismes occlusaux, lors de l'extraction etc.³²

De plus l'ensemble de ces études n'incluent que des racines présentant des courbures inférieures à 20°, alors qu'il a été prouvé que les micro fractures sont majorées dans les courbures.³³ Il n'existe donc aucune étude représentative de la réalité clinique en ce qui concerne les micro fractures.

2.4. La capacité de mise en forme

Depuis la description des objectifs de mise en forme par Schilder en 1964, les systèmes ont évolué afin de permettre d'atteindre plus facilement les objectifs tout en respectant mieux la trajectoire canalaire.

Cette mise en forme à un double objectif :

- Éliminer l'ensemble du tissu pulpaire
- Permettre une conicité suffisante pour permettre à l'irrigant d'accéder au tiers apical, ainsi qu'aux canaux latéraux et accessoires.

L'ensemble des systèmes de mise en forme ne permettent pas la mise en forme de la totalité du canal principal, et pour certains, tels que les PTU, entraînent des pertes de dentine importantes qui fragilisent l'ensemble de la dent pouvant entraîner la fracture radiculaire.³⁴

L'alliage Gold permet-il une meilleure mise en forme ?

³² Santos Coelho, Card, et Tawil, « Light-emitting diode assessment of dentinal defects after root canal preparation with Profile, TruShape, and WaveOne Gold systems ».

³³ Cassimiro et al., « Occurrence of dentinal defects after root canal preparation with R-phase, M-Wire and Gold Wire instruments : a micro-CT analysis ».

³⁴ Gagliardi et al., « Evaluation of the shaping characteristics of ProTaper Gold, ProTaper Next, and ProTaper Universal in curved canals ».

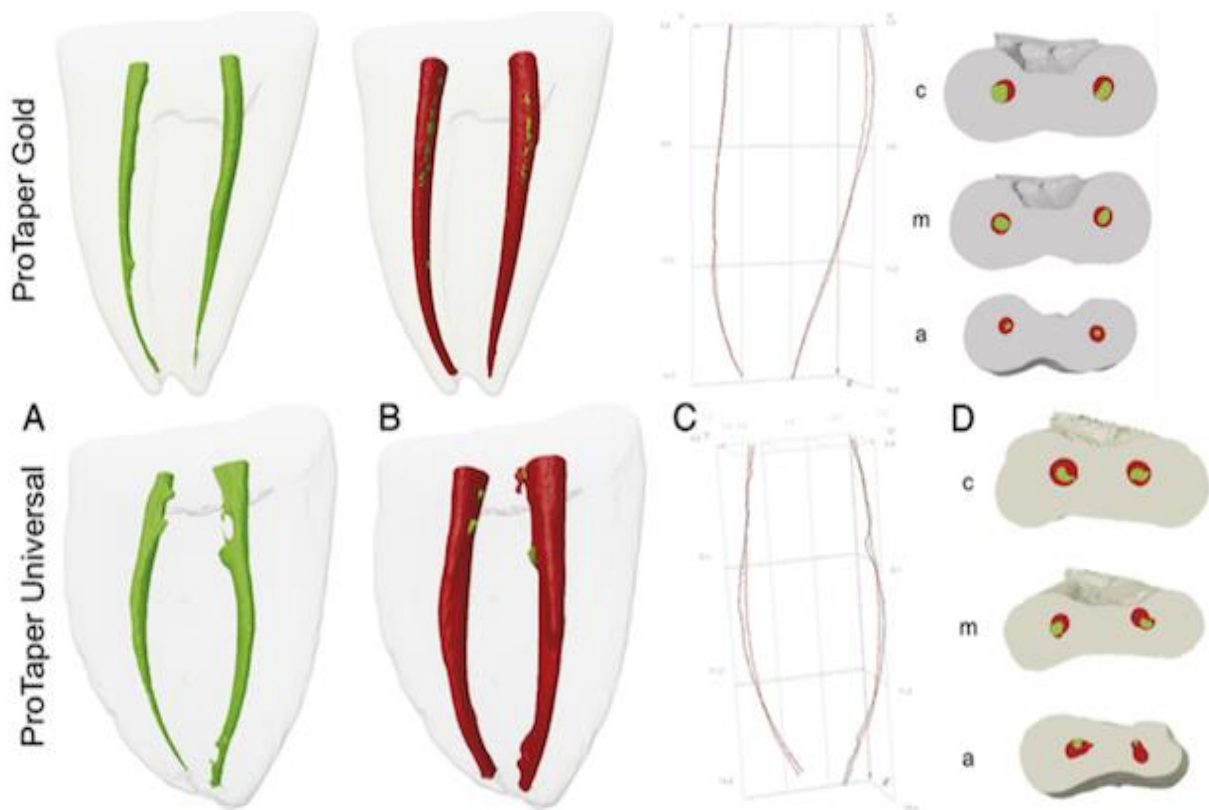
Une étude de Gagliardi a étudié le volume canalaire entre la situation pré opératoire, et post opératoire pour les PTU et PTG.

Tableau 8 : Moyenne \pm l'écart type du volume et de la superficie au sein des différents tiers radiculaires avant et après mise en forme avec un PTG et PTU.

		PTU		PTG	
		Volume	Superficie	Volume	Superficie
Tiers coronaire	Avant mise en forme	1.12 \pm 0.33	8.92 \pm 2.66	1.08 \pm 0.54	9.62 \pm 3.59
	Après mise en forme	3.37 \pm 0.41	14.70 \pm 1.45	2.53 \pm 0.42	13.72 \pm 2.10
Tiers médian	Avant mise en forme	0.48 \pm 0.13	5.50 \pm 1.47	0.47 \pm 0.21	5.42 \pm 1.25
	Après mise en forme	1.80 \pm 0.25	10.10 \pm 1.45	1.27 \pm 0.21	8.59 \pm 1.16
Tiers apical	Avant mise en forme	0.16 \pm 0.09	3.34 \pm 0.83	0.16 \pm 0.11	3.20 \pm 1.25
	Après mise en forme	0.62 \pm 0.12	6.47 \pm 0.84	0.68 \pm 0.10	6.10 \pm 0.75

Source: Auteur, D'après Gagliardi et al, "Evaluation of the shaping characteristics of ProTaper Gold, ProTaper NEXT and ProTaper Universal in curved canals", 2015

Figure 13 : Image du volume canalaire en préopératoire (A) et post opératoire (B) pour les systèmes ProTaper Universal et ProTaper Gold



Source : Gagliardi et al, "Evaluation of the shaping characteristics of ProTaper Gold, ProTaper NEXT and ProTaper Universal in curved canals", 2015

Les PTU présentent un volume et une superficie canalaire significativement plus importante comparé au PTG au niveau coronaire et médian. En ce qui concerne le tiers apical il n'existe pas de différence significative.³⁵

³⁵ Gagliardi et al.

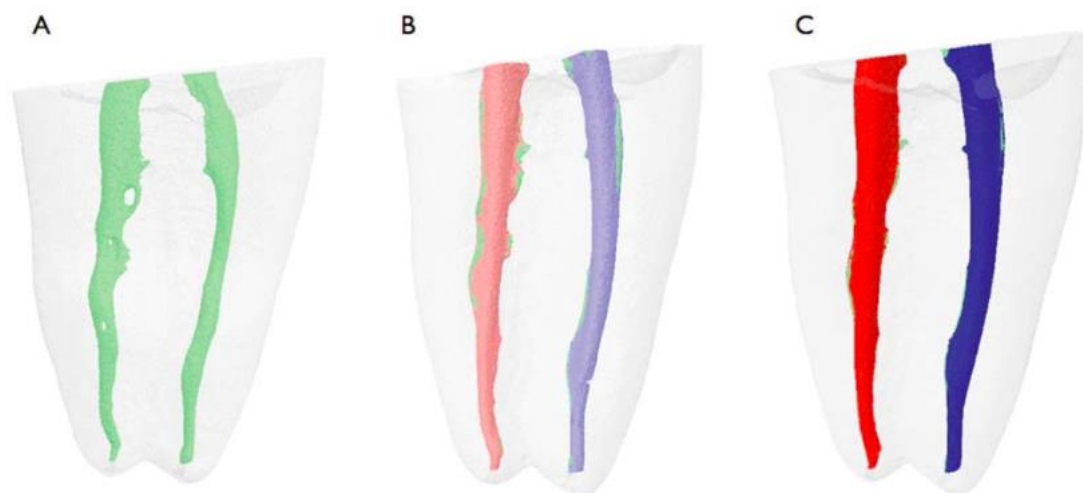
Une seconde étude réalisée par DUQUE a étudié la différence de volume entre la situation préopératoire et post-opératoire entre les PTU et PTG étudié à l'aide d'un Micro CT.

Tableau 9 : Valeur du volume en mm³ et du pourcentage d'augmentation après la mise en forme par les PTU et PTG

Paramètre	PTU			PTG		
	Initiale	Après F2	Après F3	Initiale	Après F2	Après F3
Volume mm ³	1.094	3.570	3.915	1.224	3.640	4.124
Pourcentage d'augmentation	-	64.73	66.94	-	60.39	62.10

Source : Auteur: D'après Duque et al, " Influence of NiTi alloy on the root canal shaping capabilities of the ProTaper Universal and ProTaper Gold rotary instruments systems", 2017

Figure 14 : reconstruction en 3D de molaire mandibulaire (A) avant instrumentation (B) après instrumentation avec le ProTaper Gold F2 (rouge) et le ProTaper Universal F2 (bleu), (C) après instrumentation avec le ProTaper Gold F3 (Rouge) et le ProTaper Universal F3 (bleu)



Source: Duque et al "Influence of NiTi alloy on the root canal shaping capabilities of the ProTaper Universal and ProTaper Gold rotary instruments systems", 2015

La modification thermique de l'alliage du PTG, entraîne une plus grande flexibilité des instruments, cependant cet article permet de montrer que l'efficacité des instruments n'en est pas moindre. Le PTG permet un meilleur maintien du centrage du canal lors de la mise en forme.

Il n'existe pas de différence significative en ce qui concerne le volume entre les PTU et PTG. Cependant dans l'analyse intra- groupe des PTU il n'existe une différence significative entre le préopératoire et le post- opératoire qu'après le passage de F3, alors que pour les PTG il existe une différence significative entre le passage de F2 et F3.³⁶

³⁶ Duque et al., « Influence of NiTi alloy on the root canal shaping capabilities of the ProTaper Universal and ProTaper Gold rotary instrument systems ».

Ces deux études présentent des résultats différents pour la mise en forme canalaire. Ceux-ci s'expliquent par la différence de forme canalaire incluse au sein des études. Pour l'étude de Gagliardi, les racines incluses dans l'étude présentent une courbure entre 25° et 35° alors que dans celle de Duque les racines ont une courbure maximum de 5°.

Au sein des racines droites, le volume entre PTU et PTG ne présente pas de différence significative pour la simple et bonne raison que le design ne change pas, uniquement la phase thermique du Ni-Ti change.³⁷

En ce qui concerne les canaux courbés, on note une différence significative entre les PTU et PTG grâce à l'augmentation de flexibilité ceci permet un meilleur maintien de la forme initiale du canal, et donc une meilleure mise en forme du volume initiale.

2.5. Le transport canalaire

Le transport canalaire se définit comme la modification de trajectoire initiale du canal suite à la mise en forme.

Malgré l'apport du Ni-Ti dans les années 1990 de nombreux transports canalaires persistent lors de nos mises en forme.

Qu'en est-il avec l'alliage gold ?

Une étude de Joao et col a étudié la différence de transport canalaire entre les PTU et les PTG dans des canaux artificiels comprenant des angles de courbure de 60°.

³⁷ Duque et al.

Tableau 10 : Mesure du transport canalaire observé avec les PTU et PTG dans les parties courbées et droite des canaux

		PTU	PTG
Partie droite	mean \pm SD	0,055 \pm 0,041	0,053 \pm 0,039
	95% Intervalle de confiance	0,052- 0,058	0,049-0,055
Partie courbé	mean \pm SD	0,099 \pm 0,068	0,088 \pm 0,063
	95% Intervalle de confiance	0,096-0,101	0,083-0,091

Source: Auteur, D'après Nogueira Leal da Silva et col "Comparison of canal transportation in simulated curved canals prepared with ProTaper® Universal and ProTaper® Gold systems", 2016

La partie droite du canal présente des transports canalaires similaires avec les PTU et PTG (ns), cependant on note dans la partie courbé une différence significative ; les PTG entraînent une diminution des transports canalaires.

Cette différence s'explique par une flexibilité plus importante des PTG.

Conclusion

Les modifications apportées actuellement aux alliages Ni-Ti par traitement thermique, permettant de les bloquer dans une phase martensitique métastable semblent apporter de réelles améliorations.

Ces traitements permettent d'améliorer la résistance à la fatigue cyclique ainsi qu'une augmentation de la flexibilité ce qui procure une meilleure sécurité tout en préservant une efficacité identique.

Le seul paramètre réellement diminué est la résistance à la fracture par torsion, ce qui impose éventuellement un réglage différent des moteurs et les contre-indiques pour la désobturation lors des retraitements endodontiques.

Cette moins grande résistance en torsion permet de détecter rapidement des contraintes trop importantes qui pourraient aboutir à des fractures par fatigue cyclique.

En attendant de développer de nouveaux alliages, le Ni-Ti avec un traitement thermique adapté permet d'améliorer les conditions de mise en forme en assurant une plus grande sécurité pour le praticien.

Bibliographie

Adigüzel, M., et I. Davut Capar. « Comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne and WaveOne Gold small, primary, and large instruments ». *Journal of endodontics* 43, n° 4 (2017): 623-27. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2016.11.021>.

Cassimiro, M., K. Romeiro, L. Gominho, A. de Almeida, L. Costa, et D. Albuquerque. « Occurrence of dentinal defects after root canal preparation with R-phase, M-Wire and Gold Wire instruments : a micro-CT analysis ». *BMC oral health* 17, n° 1 (2017): 93. <https://doi.org/10.1186/s12903-017-0387-0>.

Cheung, G. S. P., et B. W. Darvell. « Low-cycle fatigue of niti rotary instruments of various cross-sectional shapes ». *International endodontic journal* 40, n° 8 (2007): 626-32. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2007.01257.x>.

Dentsply France SAS. « Brochure ProTaper Gold », 2016 . https://www.dentsplysirona.com/content/dam/dentsply/web/France/Support/Brochure/2016/033_1604_brochure%20Protaper_Gold.pdf.

———. « Brochure WaveOne Gold », 2015. https://www.dentsplysirona.com/content/dam/dentsply/web/France/Support/Brochure/2015/120_1507_brochure_Wave_One_gold.pdf.

Duque, J. A., R. R. Vivan, B. C. Cavenago, P. A. Amoroso-Silva, R. A. Bernardes, B. C. Vasconcelos, et M. A. H. Duarte. « Influence of NiTi alloy on the root canal shaping capabilities of the ProTaper Universal and ProTaper Gold rotary instrument systems ». *Journal of applied oral science* 25, n° 1 (2017): 27-33. <https://doi.org/10.1590/1678-77572016-0230>.

Elnaghy, A. M., et S. E. Elsaka. « Mechanical properties of ProTaper Gold nickel-titanium rotary instruments ». *International endodontic journal* 49, n° 11 (2016): 1073-78. <https://doi.org/10.1111/iej.12557>.

Gagliardi, J., M. A. Versiani, M. D. de Sousa-Neto, A. Plazas-Garzon, et B. Basrani. « Evaluation of the shaping characteristics of ProTaper Gold, ProTaper Next, and ProTaper Universal in curved canals ». *Journal of endodontics* 41, n° 10 (2015): 1718-24. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.07.009>.

Jordan, L., et P. Rocher. « Les alliages nickel-titane », 2009. <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap16/site/html/cours.pdf>.

Karataş, E., H. A. Gündüz, D. Ö Kırıcı, et H. Arslan. « Incidence of dentinal cracks after root canal preparation with ProTaper Gold, Profile Vortex, F360, Reciproc and ProTaper Universal

instruments ». *International endodontic journal*, 2015. <https://doi.org/10.1111/iej.12541>.

Keskin, C., U. Inan, M. Demiral, et A. Keleş. « Cyclic fatigue resistance of Reciproc Blue, Reciproc, and WaveOne Gold reciprocating Instruments ». *Journal of endodontics* 43, n° 8 (2017): 1360-63. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2017.03.036>.

Kim, J.-Y., G. S.-P. Cheung, S.-H. Park, D.-C. Ko, J.-W. Kim, et H.-C. Kim. « Effect from cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files on torsional resistance ». *Journal of endodontics* 38, n° 4 (2012): 527-30. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.12.018>.

Özyürek, T. « Cyclic fatigue resistance of Reciproc, WaveOne, and WaveOne Gold nickel-titanium Instruments ». *Journal of endodontics* 42, n° 10 (2016): 1536-39. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2016.06.019>.

Pertot, W.-J., et L. Pommel. « Mise en forme et nettoyage du système canalaire. » In *Endodontie*, par S. Simon et W.-J. Pertot, 187-218. Rueil-Malmaison: Éditions CdP, 2012.

Plotino, G., N. M. Grande, M. Mercadé Bellido, L. Testarelli, et G. Gambarini. « Influence of temperature on cyclic fatigue resistance of Protaper Gold and Protaper Universal rotary files ». *Journal of endodontics* 43, n° 2 (2017): 200-202. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2016.10.014>.

Santos Coelho, M., S. J. Card, et P. Z. Tawil. « Light-emitting diode assessment of dentinal defects after root canal preparation with Profile, TruShape, and WaveOne Gold systems ». *Journal of endodontics* 42, n° 9 (2016): 1393-96. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2016.06.003>.

Schilder, H. « Cleaning and shaping the root canal ». *Dental clinics of north america* 18, n° 2 (1974): 269-96.

Uygun, A. D., E. Kol, M. K. C. Topcu, F. Seckin, I. Ersoy, et M. Tanriver. « Variations in cyclic fatigue resistance among ProTaper Gold, ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels ». *International endodontic journal* 49, n° 5 (2016): 494-99. <https://doi.org/10.1111/iej.12471>.

Xu, X., M. Eng, Y. Zheng, et D. Eng. « Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections ». *Journal of endodontics* 32, n° 4 (2006): 372-75. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2005.08.012>.

Yılmaz, K., et T. Özyürek. « Cyclic fatigue life of Tango-Endo, WaveOne Gold, and Reciproc NiTi instruments ». *Restorative dentistry & endodontics* 42, n° 2 (2017): 134-39. <https://doi.org/10.5395/rde.2017.42.2.134>.

Table des figures

Figure 1 : schéma de la transformation thermoelastique des alliages en Ni-Ti.....	6
Figure 2: Photographie macroscopique de la section transversale d'un Protaper®.....	8
Figure 3 : image des Shaping files S1, S2 et SX.....	9
Figure 4 : image des finishing files F1, F2, F3, F4, F5.....	10
Figure 5 : Photographie macroscopique d'une section transversale d'un WaveOne®.....	12
Figure 6 : image d'un WaveOne Gold primary.....	13
Figure 7 : image d'un WaveOne Gold medium.....	13
figure 8 : image d'un WaveOne Gold large.....	14
Figure 9 : Image de la section transversale d'une WaveOne®.....	25
Figure 10 : Coupe de la section transversale d'une lime Protaper®.....	26
Figure 11 : Image de l'évolution de la section transversale d'un WaveOne (D) et d'un WaveOne Gold (C).....	27
Figure 12 : image de coupe des WOG en Pré-instrumentation (A) et Post-instrumentation (B).....	32
Figure 13 : Image du volume canalaire en préopérateur (A) et post opératoire (B) pour les systèmes ProTaper Universal et ProTaper Gold.....	35
Figure 14 : reconstruction en 3D de molaire mandibulaire (A) avant instrumentation (B) après instrumentation avec le ProTaper Gold F2 (rouge) et le ProTaper Universal F2 (bleu), (C) après instrumentation avec le ProTaper Gold F3 (Rouge) et le ProTaper Universal F3 (bleu).....	37

Table des tableaux

Tableau 2 : nombre de cycle avant fracture des PTG et PTU dans une courbure de 40° avec 6 mm de rayon.....	20
Tableau 3: Résultat moyen \pm écart-type du Reciproc® et du WOG® suite au test de fracture par fatigue cyclique	22
Tableau 4: Valeur moyenne \pm l'écart-type du temps avant la fracture	23
Tableau 5: nombre de cycles avant fracture pour les PTU et PTG, avant stérilisation, après 10 stérilisation, stériliser après 25%, 50% et 75% de pré-fatigue.....	28
Tableau 6 : Moyenne \pm l'écart-type de la résistance à la torsion.	29
Tableau 7 : nombre absolue et pourcentage de micro fractures à différents niveaux apicaux entre les PTG et PTU.....	31
Tableau 8 : Moyenne \pm l'écart type du volume et de la superficie au sein des différents tiers radiculaires avant et après mise en forme avec un PTG et PTU.	34
Tableau 9 : Valeur du volume en mm ³ et du pourcentage d'augmentation après la mise en forme par les PTU et PTG	36
Tableau 10 : Mesure du transport canalaire observé avec les PTU et PTG dans les parties courbées et droite des canaux	39

Vu, le Directeur de thèse

Vu, le Doyen de la Faculté de Chirurgie dentaire
de l'Université Paris Descartes

Docteur Denis BOUTER

Professeur Louis MAMAN

Vu, le Président de l'Université Paris Descartes
Professeur Frédéric DARDEL
Pour le Président et par délégation,

Le Doyen Louis MAMAN

L'apport de l'alliage Gold en endodontie

Résumé :

L'arrivée du nickel-titane a révolutionné la pratique de l'endodontie. Cet alliage, grâce à ses propriétés de super-élasticité et de mémoire de forme, a permis de limiter les erreurs de pratique telles que les transports canaux, les fausses routes... Il a permis le développement des systèmes de mise en forme en rotation continue facilitant les étapes du traitement endodontique et permettant d'obtenir des traitements de qualité même lors de leur utilisation par des praticiens en cours d'apprentissage. Cependant ces systèmes présentent des risques de fractures, notamment en fatigue cyclique, lors de leur utilisation. L'alliage Gold est une évolution des systèmes chez Maillefer réalisée par un traitement thermique spécifique des alliages nickel-titane, ce qui lui confère de nouvelles propriétés mécaniques telles que l'augmentation de la flexibilité et une meilleure résistance à la fatigue cyclique, limitant ainsi le risque de fracture de type fragile. Cependant cet alliage ne présente pas que des avantages, il présente une résistance à la fracture en torsion, de type ductile, moins importante que le nickel-titane conventionnel.

Discipline :

Endodontie

Mots clés fMesh et Rameau :

Endodontie -- Dissertations universitaires ; Instruments dentaires -- Dissertations universitaires ; Matériaux dentaires -- Thèses et écrits académiques ; Alliage nickel-titane -- Thèses et écrits académiques

Université Paris Descartes
Faculté de Chirurgie dentaire
1, rue Maurice Arnoux
92120 Montrouge