

UNIVERSITE DE LILLE

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année de soutenance : 2019

N°:

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

Présentée et soutenue publiquement le 11 Septembre 2019

Par Benjamin VERRIEST

Né le 09 Août 1993 à Seclin – France

**CAPACITES DE MISE EN FORME CANALAIRE D'INSTRUMENTS
ENDODONTIQUES :
UN PROTOCOLE D'EVALUATION**

JURY

Président : Monsieur le Professeur E. DEVEAUX

Assesseurs : Monsieur le Docteur T. BÉCAVIN

Monsieur le Docteur L. ROBBERECHT

Madame la Docteure K. SY

Président de l'Université	:	Pr. J-C. CAMART
Directeur Général des Services de l'Université:		P-M. ROBERT
Doyen	:	Pr. E. DEVEAUX
Vice-Doyens	:	Dr. C. DELFOSSE, Dr. L. NAWROCKI et Pr. G. PENEL
Responsable des Services	:	S. NEDELEC
Responsable de la Scolarité	:	M. DROPSIT

PERSONNEL ENSEIGNANT DE L'U.F.R.

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

P. BEHIN	Prothèses
T. COLARD	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
E. DELCOURT-DEBRUYNE	Professeur Emérite Parodontologie
E. DEVEAUX	Dentisterie Restauratrice Endodontie Doyen de la Faculté
G. PENEL	Responsable du Département de Biologie Orale

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

K. AGOSSA	Parodontologie
T. BECAVIN	Dentisterie Restauratrice Endodontie
A. BLAIZOT	Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale
P. BOITELLE	Prothèses
F. BOSCHIN	Responsable du Département de Parodontologie
E. BOCQUET	Responsable du Département d' Orthopédie Dento-Faciale
C. CATTEAU	Responsable du Département de Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale
A. de BROUCKER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
M. DEHURTEVENT	Prothèses
T. DELCAMBRE	Prothèses
C. DELFOSSE	Responsable du Département d' Odontologie Pédiatrique
F. DESCAMP	Prothèses
A. GAMBIEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
F. GRAUX	Prothèses
P. HILDELBERT	Responsable du Département de Dentisterie Restauratrice Endodontie
C. LEFEVRE	Prothèses
J.L. LEGER	Orthopédie Dento-Faciale
M. LINEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
G. MAYER	Prothèses
L. NAWROCKI	Responsable du Département de Chirurgie Orale Chef du Service d'Odontologie A. Caumartin - CHRU Lille
C. OLEJNIK	Biologie Orale
P. ROCHER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
L. ROBBERECHT	Dentisterie Restauratrice Endodontie
M. SAVIGNAT	Responsable du Département des Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
T. TRENTESAUX	Odontologie Pédiatrique
J. VANDOMME	Responsable du Département de Prothèses

Réglementation de présentation du mémoire de Thèse

Par délibération en date du 29 octobre 1998, le Conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire de l'Université de Lille a décidé que les opinions émises dans le contenu et les dédicaces des mémoires soutenus devant jury doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, et qu'ainsi aucune approbation, ni improbation ne leur est donnée.

Aux membres du jury,

Monsieur le Professeur Etienne DEVEAUX

Professeur des universités - Praticien Hospitalier des CSERD

Section Réhabilitation Orale

Département Dentisterie Restauratrice Endodontie

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Sciences Odontologiques

Docteur en Odontologie de l'Université de Lille 2

Habilité à diriger des Recherches

Doyen de la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille 2

Membre associé national de l'Académie nationale de chirurgie dentaire

Personne compétente en radioprotection

Ancien président de la Société française d'endodontie

Chevalier dans l'ordre des palmes académiques

Vous me faites l'honneur d'accepter la présidence de ce jury de thèse, je vous en remercie. Vous avez toujours été une source d'inspiration au cours de mon cursus universitaire, disponible et souriant en dépit de la charge de travail inhérente à vos fonctions. Recevez, au travers de ce travail, l'expression de mon plus profond respect.

Monsieur le Docteur Thibault BÉCAVIN

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD

Section Réhabilitation Orale

Département Dentisterie Restauratrice Endodontie

Docteur en Chirurgie Dentaire

Master II Biologie et Santé – Lille 2

Docteur de l'Université de Lille 2

Merci d'avoir accepté de faire partie de ce jury. Vous avez toujours été de bon conseil et accessible au cours de mon cursus universitaire. J'ai appris, fait, et fait apprendre à vos côtés et vous m'avez aidé à développer mon sens pédagogique. Veuillez trouver dans ce travail le témoignage de ma gratitude.

Monsieur le Docteur Lieven ROBBERECHT

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD

Section Réhabilitation Orale

Département Dentisterie Restauratrice Endodontie

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université de Lille 2

Après toutes ces reformulations, nous y sommes enfin. Ce travail n'aurait jamais pu voir le jour sans ton soutien sans faille. Je te suis très reconnaissant pour ta patience et ta bienveillance, tu m'as enseigné la persévérance et le sens critique, véritables atouts que je ne manquerai pas d'exercer dans mon métier.

Madame la Docteure Kadiatou SY

Assistante Hospitalo-Universitaire des CSERD

Section Réhabilitation Orale

Département Dentisterie Restauratrice Endodontie

Docteur en Chirurgie Dentaire

Master II Sciences, Technologies, Santé

Certificat d'Études Supérieures de Prothèse, mention prothèse conjointe

Diplôme Universitaire d'esthétique du sourire

Ancienne Assistante du Centre Hospitalier Universitaire de Lille

Merci d'avoir accepté de faire partie de ce jury. Vous me faites l'honneur de juger ce travail et d'en faire la succession. Merci également pour votre disponibilité et votre écoute au cours de mon stage hospitalier, je ne manquerai pas de mettre à profit tout le savoir que vous m'avez enseigné.

Je dédie cette thèse à ...

Table des matières

Table des abréviations	14
Introduction.....	15
1. Etat de l'art	16
1.1. Rappels histologiques et physiopathologiques sur le tissu pulpaire	16
1.2. Solutions thérapeutiques de l'endodonte	17
1.3. Objectifs de la pulpectomie conventionnelle	17
1.3.1. Impératifs mécaniques	18
1.3.2. Impératifs biologiques.....	18
1.4. Rôle de l'instrumentation et évolutions instrumentales en endodontie.....	19
1.4.1. Alliages	20
1.4.1.1. Acier inoxydable.....	20
1.4.1.2. Alliage nickel-titane	21
1.4.1.3. Evolution des alliages en nickel-titane	25
1.4.2. Instrumentation manuelle	27
1.4.3. Instrumentation mécanisée	28
1.4.3.1. Rotation continue	30
1.4.3.2. Réciprocité	31
1.4.3.3. Profil instrumental	31
1.4.3.4. Emergence des mono-instruments à usage unique.....	34
1.5. Impacts cliniques de ces évolutions	35
1.6. Exemples de systèmes de mise en forme canalaire	36
1.6.1. Lime One Curve®	36
1.6.2. Lime F6 SkyTaper®	37
1.6.3. Lime HyFlex EDM OneFile®	38

1.7. Problématique et objectif.....	40
2. Partie expérimentale.....	41
2.1. Matériel et méthode	41
2.2. Résultats et discussion	46
2.3. Conclusion	55
Références	56

Table des abréviations

HAS : Haute autorité de santé

AMF : Alliage à mémoire de forme

NiTi : nickel-titane

RPM : Rotation par minute

ROI : Region Of Interest (région d'intérêt, en anglais)

Introduction

La thérapeutique endodontique constitue un acte quasi-quotidien au sein d'un cabinet dentaire. Elle est nécessaire dans de nombreuses situations cliniques (inflammation pulpaire, contexte infectieux, raisons prothétiques) et consiste dans la majorité des cas à éliminer le contenu intra-canalair, à désinfecter de manière optimale le réseau endodontique puis à l'obturer de façon tridimensionnelle, étanche et pérenne. Pour répondre à ces objectifs, le concept de mise en forme et de nettoyage a vu le jour et repose sur la préparation physique du système canalair par l'instrumentation, associée à l'irrigation chimique à l'aide d'une solution solvante et désinfectante.

La mise en forme canalair connaît depuis plusieurs décennies des évolutions marquantes, avec notamment l'arrivée des alliages à mémoire de forme en nickel-titane dont le comportement particulier rend les instruments plus flexibles que les générations précédentes en acier inoxydable. Aussi, grâce aux évolutions métallurgiques, ces instruments bénéficient d'une efficacité de coupe et d'une résistance accrue. Dès lors, sont apparus sur le marché un grand nombre de systèmes de mise en forme canalair différents.

Aujourd'hui, les évolutions des alliages et du profil des instruments ont permis l'apparition de mono-instruments à usage unique qui permettent d'effectuer le travail d'une séquence entière avec un seul instrument (entre autres : One Curve[®], Micro-Mega ; HyFlex EDM OneFile[®], Coltene ; F6 SkyTaper[®], Komet). Cependant, il existe peu d'études évaluant l'efficacité de mise en forme de ces mono-instruments fonctionnant en rotation continue. C'est pourquoi l'élaboration d'un protocole d'évaluation allant dans ce sens est nécessaire. La littérature abonde de publications évaluant la mise en forme canalair de systèmes de mise en forme séquentiels. Mais il existe souvent des limitations à ce type d'études, qui sont liées à un manque de standardisation, un faible effectif, à des traitements informatiques des données insuffisamment décrits et parfois obscurs qui ne permettent pas de reproduire rigoureusement les expérimentations.

L'objectif de ce travail a été d'élaborer un protocole expérimental standardisé d'évaluation de l'efficacité de mise en forme canalair d'instruments endodontiques. Ce protocole pourra ensuite être utilisé pour comparer différents mono-instruments.

1. Etat de l'art

1.1. Rappels histologiques et physiopathologiques sur le tissu pulpaire

La pulpe dentaire est le tissu situé au centre de l'organe dentaire. Elle se compose majoritairement de cellules nommées odontoblastes qui sont les cellules de la formation dentinaire. Ces odontoblastes apposent continuellement de la dentine le long de la barrière dentino-pulpaire au cours de la vie de l'individu. En cas d'agression pulpaire mineure, qu'elle soit d'origine traumatique, infectieuse ou thérapeutique, l'apposition dentinaire peut être accélérée par apposition de dentine dite réactionnelle ou bien réparatrice [42]. La pulpe dentaire renferme également d'autres cellules telles que les fibroblastes, des cellules mésenchymateuses indifférenciées ou des cellules souches, des macrophages et des lymphocytes ainsi qu'une matrice extracellulaire contenant notamment des protéines collagéniques et non collagéniques, de la fibronectine et des glycoprotéines [7]. L'ensemble de ces éléments au sein du tissu pulpaire a pour rôle d'assurer l'homéostasie et la vitalité de la dent via la vascularisation, l'innervation et la protection immunitaire.

Lorsqu'une agression trop intense pour le complexe pulpaire a lieu, les réactions de défense sont vite submergées et une symptomatologie, souvent aiguë, apparaît alors au sein de l'organe dentaire. Plusieurs cas de figure peuvent donc être présentés :

- une réaction inflammatoire progressive ou brutale témoigne de l'agression en cours et engendre une distension du paquet vasculo-nerveux au sein du vase-clos qu'est la chambre pulpaire. Ceci entraîne une réaction algique par augmentation de la pression sanguine dans la dent qui stimule les terminaisons nerveuses. C'est ce que l'on retrouve majoritairement dans les cas de pulpites.
- l'organe dentaire peut avoir subi un traumatisme, thérapeutique ou non, qui engendre une exposition de la pulpe qu'il contient. Les filets nerveux et vasculaires sont donc directement exposés au milieu buccal et aux stimuli thermiques, chimiques ou mécaniques.

Lorsque ces cas de figure apparaissent, de nombreuses solutions thérapeutiques peuvent être envisagées selon les conditions qui ont mené à cette situation et en fonction du vécu de la dent concernée.

Dans le cas où aucune solution thérapeutique n'est effectuée lors de l'agression, le parenchyme pulpaire se nécrose et le système immunitaire s'active, relarguant de nombreux produits de dégradation et engendrant une réaction inflammatoire diffuse.

1.2. Solutions thérapeutiques de l'endodonte

La Haute Autorité de Santé (HAS) a décrit en Septembre 2008 le traitement endodontique comme suit « Le traitement endodontique a pour objectif de traiter les maladies de la pulpe et du péri-apex et ainsi transformer une dent pathologique en une entité saine, asymptomatique et fonctionnelle sur l'arcade » [54].

Actuellement, le traitement endodontique tend à être davantage conservateur qu'auparavant. En effet, grâce à l'évolution des connaissances histologiques et l'apport des biomatériaux, les thérapeutiques endodontiques se modifient et l'on observe l'avènement des pulpotomies et coiffages directs pulpaire ou encore la mise en œuvre de techniques de revascularisation pulpaire lorsque la situation semble appropriée [13]. Cependant, la technique la plus utilisée permettant le traitement endodontique reste la pulpectomie. Le rapport d'évaluation de la HAS présente les indications et les contre-indications liées à cette thérapeutique. Cette méthode, bien qu'elle ne soit plus l'unique solution, reste donc d'actualité dans de nombreux cas et tout omnipraticien y est confronté dans sa pratique quotidienne. Elle consiste en l'élimination la plus complète possible du contenu intra-canalair et son remplacement par un matériau, le plus souvent inerte, afin d'éviter la recontamination bactérienne au sein de la dent.

1.3. Objectifs de la pulpectomie conventionnelle

Schilder a défini les objectifs de la préparation endodontique conventionnelle la plus pratiquée actuellement, lesquels sont :

- la mise en forme et le nettoyage canalair, c'est le concept de « cleaning and shaping », ou préparation chémo-mécanique [36],
- l'obturation tridimensionnelle du système canalair [37].

Ces objectifs sont soumis à deux impératifs distincts mais interdépendants que sont les impératifs mécaniques et les impératifs biologiques.

1.3.1. Impératifs mécaniques

Ils sont établis afin d'être le moins iatrogène possible et consistent :

- en la réalisation d'une cavité d'accès permettant la visualisation des orifices canaux et facilitant le passage des instruments de mise en forme canalaire sans interférence,
- en la réalisation d'une préparation conique pour faciliter l'irrigation, la remontée des débris canaux et l'obturation tridimensionnelle, contrôlée, durable et étanche,
- en la préservation de l'anatomie d'origine avec le respect des courbures canaux, la préparation canalaire doit être la plus homothétique possible à la trajectoire originale du canal pulpaire. Il faut en effet éviter les préparations iatrogènes à l'origine de fausses routes ou de fractures radiculaires,
- au respect de la position et du diamètre du foramen apical et en la préservation des structures du péri-apicales. La sur-préparation peut être à l'origine de phénomènes inflammatoires péri-radicaux retardant ou empêchant la cicatrisation du péri-apex.

1.3.2. Impératifs biologiques

Ils sont concomitants aux impératifs mécaniques et consistent :

- en l'éviction complète du contenu organique du système canalaire : parenchyme pulpaire vivant ou nécrosé, germes et produits de dégradation ou encore minéralisations diverses,
- en la désinfection canalaire et la réduction de la charge bactérienne à l'aide d'une solution d'irrigation, c'est l'action désignée sous le terme de « parage canalaire »,
- au remplacement du contenu canalaire par un matériau inerte et biocompatible.

Répondre intégralement à ces impératifs n'est cependant pas possible. En effet, l'instrumentation complète du réseau intra-canalaire d'une dent n'est pas réalisable en raison de la complexité de son anatomie. La classification de Vertucci établie en 1984 permet d'apprécier de manière succincte la complexité et la diversité des réseaux canaux [50] (figure 1).

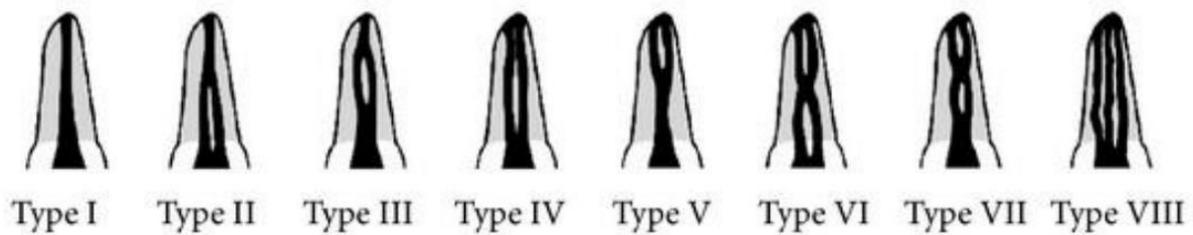


Figure 1 : classification du réseau canalaire selon Vertucci

Peters et coll. en 2001 démontrent qu'au moins 35% des surfaces intra-canales ne sont pas instrumentées lors de la préparation mécanisée, qu'importe le dispositif utilisé [30]. Coolidge en 1929 met en évidence l'importance de l'irrigation pour palier à ce manque, surtout dans le tier apical radiculaire, où l'instrumentation de l'époque ne permet pas ou peu la mise en forme de cette région [11]. Malgré la mise en forme et la désinfection, la charge bactérienne ne peut pas être complètement éliminée, il convient alors d'obturer le complexe canalaire de manière tridimensionnelle et la plus étanche possible afin d'emmurer les micro-organismes restants et ainsi favoriser la cicatrisation apicale au sein d'un milieu biocompatible.

1.4. Rôle de l'instrumentation et évolutions instrumentales en endodontie

Le but ultime de la mise en forme canalaire est de permettre à l'irrigant d'accéder à la plus grande partie du réseau canalaire afin de rendre le parage canalaire le plus efficace possible. L'instrumentation a donc un rôle capital dans la réalisation d'un traitement endodontique car elle permet d'appliquer au mieux les impératifs mécaniques et biologiques via l'élargissement du canal et le retrait de son contenu afin de faciliter l'irrigation et l'obturation apicale. Par ailleurs, si l'instrumentation en endodontie a connu d'énormes tournants qui sont à l'origine de la pratique telle qu'on la connaît et a tant évolué, c'est en grande partie pour répondre de manière optimale aux principes édictés par Schilder décrits précédemment. Il existe à ce jour une très large gamme d'instruments de mise en forme canalaire sur le marché, qu'ils soient manuels ou mécanisés, en acier inoxydable ou en alliage à mémoire de forme (AMF).

1.4.1. Alliages

1.4.1.1. Acier inoxydable

Les premiers instruments d'endodontie sont des limes en acier inoxydable disposant d'une grande rigidité et donc de peu de flexibilité. Il existe plusieurs types d'acier inoxydable composant les instruments d'endodontie. Les principales nuances d'acier inoxydable utilisées par les fabricants de limes endodontiques sont les nuances 303 et 304 (désignation américaine American Iron and Steel Institute (AISI))[12]. Ce sont des alliages définis comme austénitiques chrome-nickel. L'alliage est inoxydable en raison de la présence du chrome, lequel permet la formation d'oxyde de chrome (CrO) en surface de la lime et la protégeant du phénomène de corrosion [51]. Les éléments entrant dans la composition des alliages en acier inoxydable et définissant en grande majorité leurs propriétés mécaniques sont les suivants (tableau 1) :

- le chrome (environ 18%),
- le nickel (8 à 9%),
- le carbone en très faible quantité (inférieure à 0,12%),
- et le soufre, présent en plus grande quantité dans la nuance 303 (supérieur à 0,15%) par rapport à la nuance 304 (0,03%), ce qui permet une usinabilité optimale de l'instrument.

Tableau 1 : composition chimique des deux aciers inoxydables austénitiques

Composition de l'alliage (en % atomique)	C	Mn	P	S	Si	Ni	Cr	Mo
<i>Nuance 304</i>	0,07	2	0,04	0,03	1	9 à 11	17 à 19	/
<i>Nuance 303</i>	≤0,12	2	0,06	≥0,15	1	8 à 10	17 à 19	0,6

Bien que les instruments en acier inoxydable possèdent des propriétés intéressantes, leur rigidité limite leur performance avec notamment le risque de déplacement de la trajectoire canalaire, de déport du foramen apical ainsi que de redressement des courbures et la formation de butées voire de perforations, surtout dans les cas de canaux courbes. Dès lors, on voit apparaître sur le marché dans les années 1980 les instruments de mise en forme canalaire composés d'alliage à mémoire de forme, en l'occurrence les alliages nickel-titane (NiTi).

1.4.1.2. Alliage nickel-titane

L'évolution des connaissances dans le domaine de la métallurgie a fourni de nouvelles technologies au service de l'endodontie. L'introduction du nickel-titane en remplacement de l'acier inoxydable pour la fabrication des instruments de mise en forme canalaire est probablement l'avancée la plus marquante, engendrant une véritable révolution dans la pratique clinique de l'endodontie [29].

Le NiTi est un alliage appartenant à la classe des alliages à mémoire de forme (AMF). Sa composition chimique est globalement équivalente en nickel comme en titane, avec des variations possibles de quelques pourcents [3][5]. Ces faibles variations sont importantes car elles influencent grandement les propriétés de l'alliage. Les propriétés thermodynamiques du nickel-titane sont dites « exotiques », on ne les retrouve pas dans d'autres types d'alliage. En effet, pour un alliage ordinaire, la déformation plastique correspond à l'application d'une contrainte sur l'alliage au-delà de sa limite élastique, dès lors l'instrument subi une déformation non modifiable quel que soit le traitement apporté à l'alliage par la suite. Avec les alliages à mémoire de forme, la déformation plastique est réversible jusqu'à un certain seuil, leurs permettant ainsi de résister à de plus fortes contraintes que les aciers inoxydables, c'est ce qui est défini sous le terme de « superélasticité ». Comme pour tout alliage à mémoire de forme, le NiTi a en effet la capacité de récupérer sa forme initiale par simple chauffage après avoir été déformé de manière plastique à basse température.

D'un point de vue structural, la déformation plastique d'un alliage à mémoire de forme est associée à un changement de phase à l'état solide. Ce changement de phase correspond à la transformation réversible de la « phase austénitique » en « phase martensitique ». Pour les alliages en NiTi, on parle de transformation martensitique displacive à l'état solide.

En effet, au repos, les alliages en NiTi conventionnels se situent dans une phase cubique stable que l'on appelle austénite ou phase austénitique. Lors de l'application d'une contrainte au-delà de la limite élastique de l'alliage en phase austénitique, il y a une modification de la structure atomique avec le passage dans une phase métastable présentant une symétrie moindre que la phase cubique de l'austénite (figure 2). Cette modification de phase permet une plus grande déformation de l'alliage, c'est la transformation en martensite ou phase martensitique [51] (figure 2 et 3).

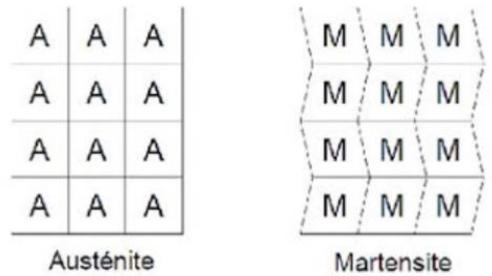


Figure 2 : schématisation en 2D de la structure de l'austénite et de la martensite

Découverte par le physicien A. Martens, la structure de la martensite résulte de la transformation du réseau cristallin d'un alliage en absence de diffusion atomique. Les atomes présents dans la matière gardent leurs places respectives et ne se déplacent pas au-delà de la distance inter-atomique, cette définition correspond au terme de la transformation dite « displacive ». La transformation martensitique possède 3 caractéristiques principales :

- un changement de phase à l'état solide par déformation homogène du réseau cristallin : déplacement collectif et coopératif des atomes sur de faibles distances, sans diffusion atomique,
- une transformation quasiment instantanée et indépendante du temps,
- une modification de la forme par cisaillement et sans variation de volume.

La phase martensitique se compose de « variantes de martensite » ayant la forme de plaquettes aplaties et dont l'intérêt est de réduire l'énergie entre la martensite formée et l'austénite encore présente dans l'alliage. Les seules variables thermodynamiques ayant une action sur la transformation martensitique sont la température et la contrainte (figure 3 et 4). Cette transformation est indépendante du temps.

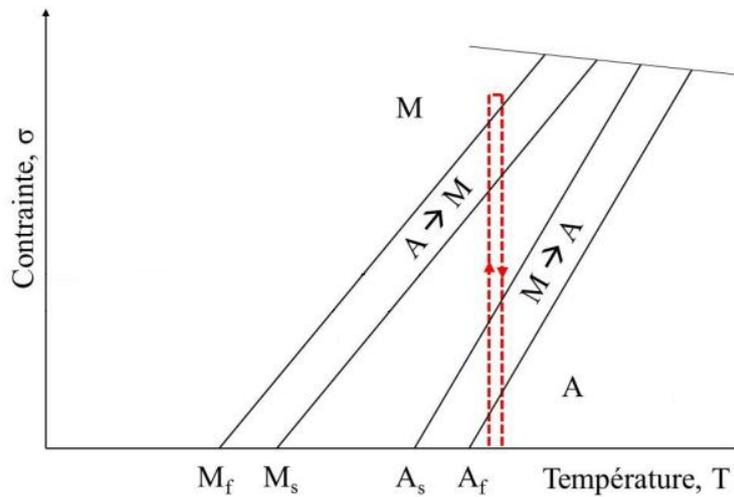


Figure 3 : diagramme du comportement d'un AMF selon la température et la contrainte, exploitation des propriétés de superélasticité

La figure 3 illustre le comportement d'un AMF à température constante selon la contrainte et le passage de l'alliage entre les différentes phases. En suivant le trajet marqué en rouge, l'alliage à une température donnée se situe en phase austénitique puis suite à l'application puis au relâchement de la contrainte il va entrer en phase martensitique pour ensuite revenir en phase austénitique. La figure 4 offre une autre vision de ces changements de phases à température constante.

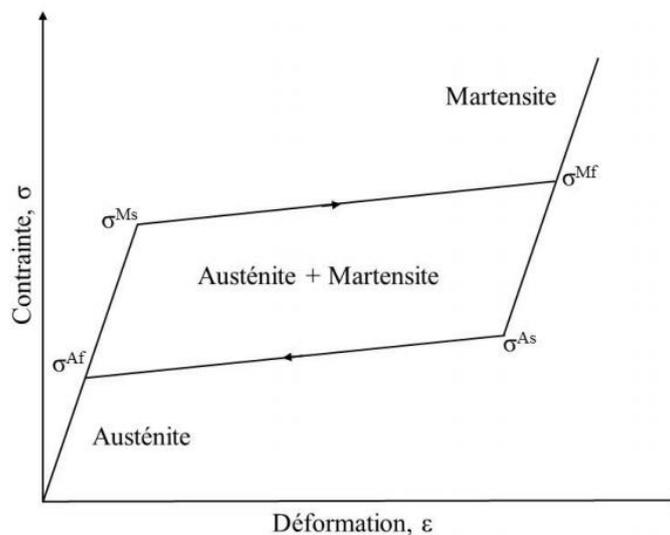


Figure 4 : comportement d'un AMF à température constante, changements de phase pour l'exploitation des propriétés de superélasticité.

σ^{Ms} = contrainte limite de début de transformation austénite – martensite ;

σ^{Mf} = contrainte limite de fin de transformation austénite – martensite ;

σ^{As} = contrainte limite de début de transformation inverse martensite – austénite ;

Pour comprendre ce diagramme : il faut partir d'un alliage à mémoire de forme à l'état austénite au repos. A température constante, l'application d'une contrainte croissante sur l'alliage le déforme :

- dans les premiers temps de cette contrainte mécanique l'alliage reste en phase austénitique,
- lorsque la contrainte devient supérieure à la limite de déformation plastique de l'austénite (au-delà de σ^{Ms}), les atomes au sein de l'alliage se mobilisent et il y a un changement de phase progressif à l'état solide, la déformation que subit l'alliage est grandement améliorée, c'est la phase de transition austénite – martensite,
- lorsque la contrainte atteint un certain seuil (arrivée à σ^{Mf}), le changement de phase est complet et l'alliage se retrouve exclusivement sous forme de martensite,
- à l'inverse, lors de la réduction voire de l'arrêt de la contrainte, l'alliage en phase martensitique se modifie à nouveau en passant par la phase de transition martensite – austénite (située entre σ^{As} et σ^{Af}) puis austénite exclusivement (sous le seuil de contrainte σ^{Af}).

Grâce à ses caractéristiques particulières, l'alliage en nickel-titane présente 2 propriétés essentielles [23] :

- la superélasticité qui correspond à la déformation réversible de l'alliage sous contrainte mécanique et la capacité de cet alliage à revenir dans sa forme initiale sous l'arrêt de la contrainte (typiquement l'exemple représenté sur les figures 3 et 4),
- la mémoire de forme qui correspond au maintien de l'alliage dans la forme imposée même après arrêt de la contrainte.

L'effet de mémoire de forme est quant à lui obtenu par les propriétés de la transformation martensitique thermoélastique. En effet la transformation martensitique peut être obtenue non pas par l'application d'une contrainte sur l'alliage mais par le refroidissement de celui-ci. Dans le cas où cette transformation est obtenue par modification thermique, les variantes de martensite susmentionnées sont dites « auto-accommodées » car elles ne résultent pas d'une contrainte mécanique. L'alliage se situe alors en phase martensitique au repos. Lorsqu'une contrainte est appliquée à l'alliage dans cette phase martensitique, les variantes de martensite auto-

accommodées s'orientent selon la déformation et un effet de rémanence est observé au sein de l'alliage même après arrêt de la contrainte. Dans ce cas précis, seul le réchauffement de l'alliage au-dessus d'une température seuil va permettre à l'instrument de revenir en position initiale, contrairement à la superélasticité qui ne nécessite que l'arrêt de la contrainte pour un retour en position initiale [51] (figure 5). Cette caractéristique va permettre la pré-courbure des instruments de mise en forme canalaire, ce qui auparavant n'était pas faisable.

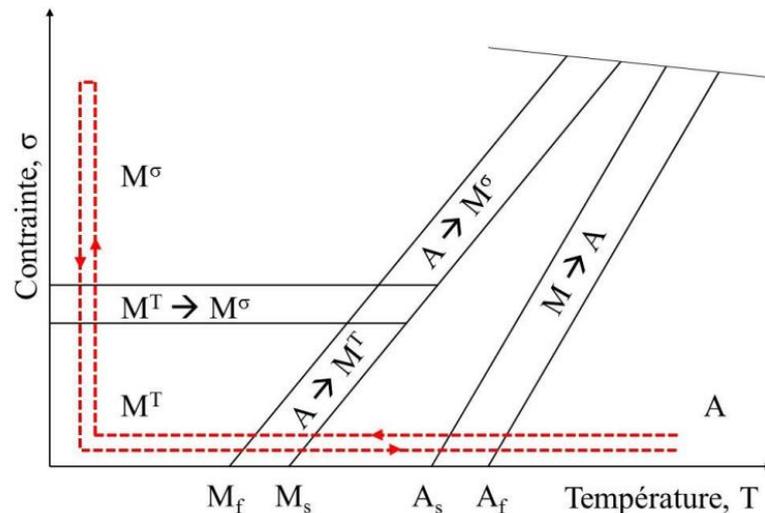


Figure 5 : diagramme du comportement d'un AMF selon la température et la contrainte, exploitation des propriétés de mémoire de forme.

M^T = aire de contrainte et de température dans lequel se situe l'alliage en phase martensitique auto-accommodée ;

M^σ = aire de contrainte et de température dans lequel se situe l'alliage en phase martensitique orientée.

1.4.1.3. Evolution des alliages en nickel-titane

Les alliages en nickel-titane ont permis une véritable révolution dans la thérapeutique endodontique, cependant les progrès liés à ce matériau ne semblent pas encore pleinement exploités. L'étude du comportement des alliages à mémoire de forme a donc mené les chercheurs à développer les procédés de traitement thermique des alliages afin de modifier les caractéristiques thermodynamiques de l'alliage. L'obtention d'un alliage thermiquement traité et dont les propriétés sont modifiées consiste en la réalisation d'une succession de cycles de changement de température brusques de l'alliage brut ou préalablement usiné et éventuellement sous des contraintes mécaniques [24].

Pour définir les caractéristiques thermodynamiques d'un AMF il y a 4 paramètres à analyser :

- l'austénite start et la martensite start, respectivement « As » et « Ms », qui correspondent à la température et/ou à la contrainte auxquels l'alliage doit être soumis afin de commencer sa transformation vers la phase austénitique ou vers la phase martensitique,
- l'austénite finish et la martensite finish, respectivement « Af » et « Mf », qui correspondent à la température et/ou à la contrainte auxquels l'alliage doit être soumis afin de terminer complètement sa transformation vers la phase austénitique ou vers la phase martensitique.

Ces 4 paramètres permettent ainsi de distinguer différents AMF qui sont pourtant de même nature (comme ceux appartenant à la classe des nickel-titane). En effet ils sont dépendants de la composition chimique et de la microstructure de l'alliage, mais ils peuvent également être modifiés par le passé thermomécanique qu'a subi l'alliage. L'application d'un traitement thermique permet donc de modifier les propriétés exotiques des alliages en nickel-titane car il déplace les valeurs seuils de ces 4 paramètres. En fonction du traitement thermique appliqué à l'instrument, plusieurs résultats peuvent être obtenus :

- l'alliage gagne en flexibilité mais reste en phase austénitique au repos et à température ambiante : il y a une potentialisation de la superélasticité du matériau, c'est notamment le cas de l'alliage « M-Wire » qui compose les limes Wave One[®], Protaper Next[®] (Dentsply Sirona) et Reciproc[®] (VDW). Ce type de traitement thermique naît dès 2007 aux États-Unis [23],
- l'alliage gagne en flexibilité et en ductilité et est partiellement en phase martensitique au repos et à température ambiante : l'effet de mémoire de forme est potentialisé. Ce type de traitement thermique confère aux alliages des couleurs caractéristiques qui leur ont donné le nom de « gold » ou « blue ». Parmi les instruments ayant subi ce traitement, il est possible de citer le WaveOne Gold[®], le ProTaper Gold[®] (Dentsply Sirona), le Reciproc Blue[®] (VDW) ainsi que le One Curve[®] (Micro-Mega).

Le traitement thermique de chaque instrument est propre à chaque fabricant car il est désormais appliqué après usinage de l'instrument. Chaque fabricant applique donc le traitement thermique de son choix à l'instrument afin d'obtenir des propriétés spécifiques de son instrument.

De nombreuses études ont été menées afin de mettre en évidence les avantages d'un traitement thermique. Plotino en 2016 souligne l'augmentation de la résistance à la fatigue cyclique du ProTaper Gold® en comparaison au ProTaper Universal® à température buccale [32]. En 2017, Topçuoğlu et Topçuoğlu comparent les limes Reciproc® et Reciproc Blue® et confirment que l'apport du traitement thermique conféré au Reciproc Blue® augmente sa résistance face à la fatigue cyclique par rapport à son homologue non traité thermiquement [48]. Enfin, McMahon ainsi que Staffoli et coll. mettent en évidence l'apport du traitement thermique dans la résistance des instruments face à la fatigue subie par les limes One Curve® par rapport aux limes des générations précédents du même fabricant, à savoir les limes One Shape® et One Shape New Generation® [23][45]. Toutes ces études accordent une valeur importante au traitement thermique car tous les dispositifs comparés entre eux présentent une géométrie similaire, ainsi aucun biais ne peut être imputé au profil des instruments.

1.4.2. Instrumentation manuelle

Les instruments manuels sont en acier inoxydable et répondent à la norme ISO 3630-1 qui leur impose une conicité de 2%, un code couleur en fonction du diamètre de pointe ainsi qu'une longueur de la lame active de 16 mm [3]. On retrouve essentiellement dans l'instrumentation manuelle les limes K et les limes H. Ces limes, en raison de leur faible conicité, ne permettent pas de répondre aux impératifs biologiques du traitement endodontique puisqu'elles n'assurent pas de manière optimale l'éviction du contenu canalaire ainsi que l'élargissement du canal radiculaire. Elles ont donc pour intérêt :

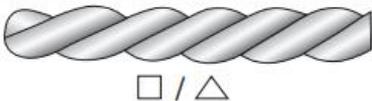
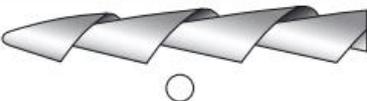
- de cathétériser et d'explorer le canal radiculaire,
- de vérifier la perméabilité apicale entre chaque passage instrumental au cours de la mise en forme canalaire,
- de déterminer la limite apicale pour obtenir la longueur de travail du traitement canalaire et de jauger le diamètre apical de préparation via la lime apicale maitresse.

Dans les cas complexes, elles peuvent être utilisées pour la création d'un cône d'arrêt en cas de diamètre apical large, mais également pour gérer les butées ou pour effectuer un by-pass lors d'une fracture instrumentale. Les instruments manuels ne sont donc pas désuets d'utilisation et sont bien au contraire indispensables à la réalisation d'un traitement canalaire optimal.

Les limes K présentent une section carrée ou triangulaire, avec un grand nombre de spires et s'utilisent en traction/rotation. Elles sont identifiées par un symbole carré sur leur blister comme sur leur manche (tableau 2). Ces limes peuvent être précourbées afin de faciliter l'exploration canalaire.

Les limes H, nommées aussi « racleurs » sont quant à elles plus tranchantes que les limes K, elles possèdent une section ronde avec un grand nombre de spires également. Elles sont identifiables par un symbole de rond sur leur blister comme sur leur manche (tableau 2). Leur utilisation est exclusivement en traction, car elles risqueraient de s'engainer dans la dentine canalaire en raison de leur profil. Ces instruments ne peuvent pas être précourbés contrairement aux lime K et sont donc de moins en moins utilisés.

Tableau 2 : représentation du profil et de la section d'une lime K et d'une lime H

Instruments	Lime K	Lime H
Photographie		
Radiographie		
Profil et section	 □ / △	 ○

1.4.3. Instrumentation mécanisée

L'instrumentation mécanisée ou « assistée » de mise en forme canalaire a vite pris sa place dans le traitement endodontique, d'une part en raison de l'évolution des alliages et de l'émergence des limes en nickel-titane, et d'autre part car elle permet une mise en forme canalaire moins chronophage que lors d'une préparation exclusivement manuelle [3].

Parmi les instruments mécanisés, on retrouve des instruments en acier inoxydable que sont les forêts, mais dont l'usage est strictement réservé à l'élargissement de l'entrée canalaire pour permettre le passage facilité de la séquence instrumentale de mise en forme canalaire. La séquence instrumentale quant à elle est constituée d'instruments rotatifs en alliage à mémoire de forme. La majeure partie des instruments utilisés en technique assistée est donc celle des alliages en nickel-titane. Ce sont des instruments dont la conicité est très variable (de 2% à 8%, voire plus dans de rares cas) et dont l'utilisation va être plus sécurisante que les limes et forets en acier inoxydable, ceci en raison des propriétés superélastiques et de mémoire de forme de l'alliage. Différents fabricants se partagent le marché de l'instrumentation mécanisée, chacun proposant un concept qui lui est propre, que ce soit :

- dans la dynamique instrumentale,
- dans la composition de l'alliage en nickel-titane et éventuellement le traitement thermique auquel il a été soumis,
- dans le profil des limes,
- ou dans la séquence instrumentale employée.

La rotation continue et la réciprocité sont les deux dynamiques instrumentales les plus employées lors de la mise en forme canalaire de nos jours, cependant d'autres concepts sont développés comme le système composite SAF® (Self-Adjusting-File) associant un mouvement vertical en va-et-vient de faible amplitude (0,4 mm) et une irrigation dans le même temps [1].

Concernant la composition de l'alliage, elle n'est pas indiquée de manière précise car elle constitue bien souvent un secret du fabricant, tout comme le traitement thermique qui est appliqué lorsqu'il y en a un.

Les limes diffèrent également par leur profil qui leur offre des propriétés de flexibilité, de résistance à la fracture et d'efficacité de coupe différentes.

Enfin les fabricants d'instruments endodontiques tendent à réduire le nombre d'instruments nécessaires au sein de la séquence instrumentale afin de faciliter les procédures de mise en forme canalaire, de réduire la durée nécessaire à celle-ci et de privilégier ce gain de temps en l'exploitant à des fins d'irrigation chimique : c'est l'avènement de la mono-instrumentation.

Cependant, l'émergence de la préparation canalaire mécanisée confronte le praticien à un risque de fracture instrumentale plus conséquent qu'avec l'utilisation de limes manuelles. En effet deux formes de fractures instrumentales sont décrites dans la littérature [26] :

- la fracture par fatigue cyclique, qui survient de façon imprévisible à force d'usage de la lime, celle-ci subissant des stress répétés au cours de son utilisation,
- la fracture par torsion, qui survient en cas de déformation de l'instrument au-delà de sa résistance à la rupture, par exemple lorsque la pointe de l'instrument se visse ou s'engaine dans le canal radiculaire et que le couple appliqué à la lime est supérieur aux recommandations d'usage.

1.4.3.1. Rotation continue

La rotation continue est la première dynamique instrumentale employée dans la préparation endodontique assistée. Une fois le cathétérisme, l'exploration canalaire et l'élargissement coronaire effectués, cette dynamique instrumentale est appliquée pour la mise en forme canalaire. Cette rotation continue permet d'améliorer l'efficacité de coupe de la lime par rapport à une utilisation manuelle et ainsi de réduire la durée de mise en forme [17].

Deux paramètres sont à considérer lorsque l'on parle d'un mouvement de rotation continue :

- le nombre de rotations par minute (RPM) induit par le micro-moteur employé pour le fonctionnement de la lime,
- le torque (ou couple) qui correspond à la limite de pression à ne pas dépasser afin d'éviter que la lime ne subisse trop de contraintes, exprimé en Newton centimètre, encore noté N.cm. Certains micro-moteurs permettent de le définir, plus particulièrement les micro-moteurs dédiés à l'endodontie.

Ces paramètres sont définis par les fabricants de limes et sont spécifiques à chaque lime, il convient donc de les connaître afin d'exploiter pleinement le potentiel des instruments et d'éviter un mésusage.

1.4.3.2. Réciprocité

La réciprocité prend son origine dans la méthode des forces équilibrées décrites par Roane et coll. en 1985. Celle-ci avait pour intérêt de négocier les canaux courbes avec une lime K manuelle de section triangulaire, et consistait en l'application de mouvements horaires et anti-horaires successifs lors de la mise en forme canalaire [33]. Le concept de mouvement alternatif est par la suite appliqué à l'instrumentation assistée avec pour précurseur le système EndoExpress® développé par C'dentaire où le mouvement appliqué avec ce dispositif est un mouvement symétrique.

La réciprocité à proprement parler nécessite l'usage de limes en alliage à mémoire de forme et consiste en l'application d'un mouvement horaire et anti-horaire asymétrique successif [6]. Le mouvement en sens anti-horaire est plus ample que le mouvement en sens horaire (figure suivante), cependant le degré de mouvement horaire/anti-horaire diffère selon les systèmes utilisés.

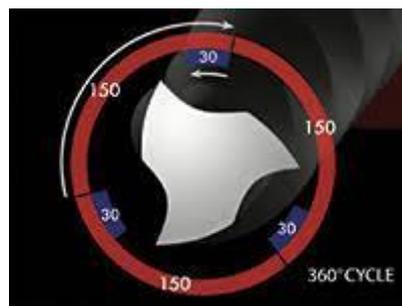


Figure 6 : mouvement de réciprocité

Cette dynamique asymétrique permet la remontée des débris intra-canaux, évitant ainsi la formation d'un bouchon apical et elle présente comme intérêt de « relâcher » le stress mécanique retenu par la lime lors de la mise en forme canalaire, limitant ainsi le risque de fracture de l'instrument [2].

1.4.3.3. Profil instrumental

Comme précédemment mentionné, les fabricants de limes endodontiques proposent de nombreux instruments différents qui nécessitent une utilisation différente. En effet, chaque instrument est conçu selon des objectifs recherchés, parmi lesquels il y a l'efficacité de coupe, la flexibilité ou encore la résistance à la fracture. Le compromis est donc recherché parmi ces objectifs et c'est en majeure partie le profil de l'instrument qui conditionne ses propriétés.

Les paramètres qui définissent le profil instrumental sont les suivants :

- la longueur de la partie travaillante, ou « lame active », qui mesure 16 mm, alors que la longueur totale de la lime varie généralement de 21 à 29 mm.
- la section transversale, qui peut être constante ou variable au sein d'un même instrument à différentes hauteurs de la partie travaillante. La section transversale s'appuie bien souvent sur un modèle géométrique précis (rectangulaire, triangulaire ou rond) (figure 7). Chaque modification de la section caractérise l'instrument, et une modification de celle-ci peut jouer sur ses propriétés (résistance à la flexion ou à la traction, variation de sa flexibilité, couple plus ou moins accentuée) [20],

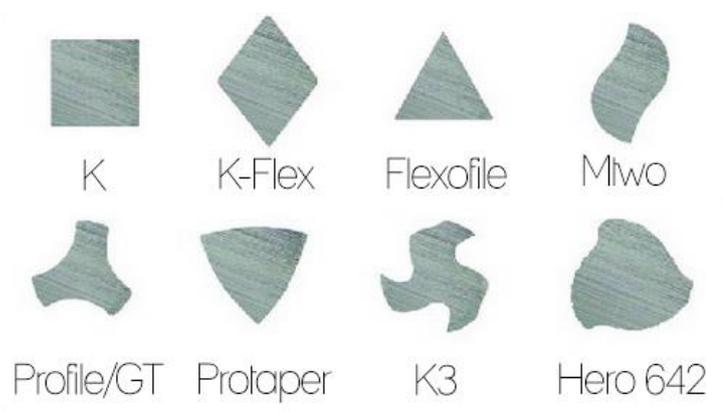


Figure 7 : exemples de sections transversales de limes endodontiques

- le diamètre apical, ou « diamètre de pointe », qui s'exprime en centième de millimètre. Le diamètre apical des limes, qu'elles soient manuelles ou mécanisées, est défini par un code couleur associé à la norme ISO (tableau 3). Il varie généralement de 0,10 à 0,30 pour les instruments les plus couramment utilisés, mais peut varier à des diamètres bien inférieurs et supérieurs (0,06-140) pour les dents minéralisées dont la lumière canalaire est réduite, ou les dents immatures dont l'apex est large. Plus le diamètre de pointe est élevé, plus la lime est épaisse et plus elle coupe les parois canalaire. En contrepartie, une augmentation de l'épaisseur de la lime la rend plus rigide, ce qui tend au redressement des courbes canalaire.

Tableau 3 : norme ISO des instruments endodontiques

Couleur	Numérotation ISO	Numérotation ISO	Numérotation ISO
Rose	06 *	/	/
Gris	08 *	/	/
Violet	10 *	/	/
Blanc	15 *	45 *	90 *
Jaune	20 *	50 *	100 *
Rouge	25 *	55 *	110 *
Bleu	30 *	60 *	120 *
Vert	35 *	70 *	130 *
Noir	40 *	80 *	140 *

- la conicité qui s'exprime en pourcentage ou en valeur décimale, à ne pas confondre avec le diamètre apical. La norme ISO pour la conicité des instruments en acier inoxydable est de 2%, également noté « 0.02 », alors que les AMF peuvent avoir une conicité majorée. La conicité est un paramètre important à considérer. En effet, une préparation conique est intéressante car elle permet d'amener les solutions d'irrigation et le matériel d'obturation proches de la limite apicale de préparation. A contrario, une conicité trop élevée risque de fragiliser la dent car la lime sera plus rigide et trop délabrante, ce qui va à l'encontre du principe d'économie tissulaire, et donc risque de créer des micro-fractures au sein de la racine dentaire [40]. De plus, un excès de rigidité a pour conséquence un non-respect de la trajectoire canalaire initiale.
- l'angle d'hélice qui correspond à l'angle formé entre la spire de la lime par rapport à son axe central. Il peut être constant ou progressif selon le profil de la lime et sa hauteur.
- le pas correspond quant à lui à la distance entre deux spires de la lime. Il peut aussi être constant ou variable, bien souvent plus petit en direction de l'apex de l'instrument par rapport à sa partie coronaire.
- l'angle de coupe correspond à l'angle formé entre la surface désignée pour couper les parois canalaire et l'axe de rotation de la lime. Il peut être positif ou neutre.

- l'angle de pointe qui lui correspond à l'angle formé à l'extrémité de l'instrument. Il est toujours arrondi pour les AMF afin que le guidage de la lime dans le canal soit passif et qu'il n'y ait pas de phénomène de vissage dans la dentine radiculaire.

1.4.3.4. Emergence des mono-instruments à usage unique

Yared en 2008 est le premier à proposer une nouvelle méthode de préparation canalaire qui consiste en l'utilisation d'un unique instrument de mise en forme canalaire et à usage unique [52].

Il a en effet constaté que l'instrumentation en alliage de NiTi offre de nombreux avantages et vient supplanter progressivement l'endodontie exclusivement manuelle. En contrepartie il met en évidence le coût des nouveaux instruments qui est particulièrement élevé par rapport à une séquence manuelle. Il envisage alors le concept de la mono-instrumentation et s'appuie sur deux études : l'une de Schneider et coll. de 2007 qui met en évidence la présence de prions au sein de la pulpe dentaire humaine [38] et l'autre de Sonntag & Peters de 2007 également qui souligne le fait qu'en dépit d'un nettoyage minutieux des limes en NiTi, il reste de nombreux débris organiques à la surface des instruments après usage [44]. Les objectifs de cette approche sont donc multiples :

- la réduction du temps de travail [8],
- la réduction du risque de fracture instrumentale et la suppression du risque de contamination croisée,
- la réduction du budget alloué à l'instrumentation.

Tous ces avantages sont permis par la réduction du nombre d'instruments au sein de la séquence instrumentale. La manipulation est plus courte car elle ne nécessite pas le passage successif de limes dont le diamètre et la conicité évoluent. La sécurité est mise en valeur car le risque de fracture instrumentale est proportionnel au nombre de limes utilisées au sein de la séquence. L'usage unique permet de supprimer le risque de contamination croisée. Enfin, le fait de ne travailler qu'avec une seule lime permet au praticien de réduire ses coûts de fonctionnement puisqu'il n'a pas à acheter une séquence complète d'instruments pour son traitement endodontique.

La mono-instrumentation et l'usage unique sont par ailleurs rendus possible grâce à l'évolution des limes endodontiques. Sans l'apport de la métallurgie, les limes ne pourraient pas avoir l'efficacité de coupe et la résistance nécessaires à ce concept. En effet, si l'on souhaitait appliquer le principe de l'usage unique avec des limes peu performantes, il faudrait utiliser une séquence de 2 à 4 instruments pour la mise en forme canalaire, ce qui va à l'encontre du principe de réduction de la séquence instrumentale et donc entraîne un coût non négligeable pour le praticien. A contrario, si l'on souhaite appliquer le principe de mono-instrumentation sans l'usage unique, les risques de contamination croisée et de fracture instrumentale sont majorés.

Il faut cependant garder à l'esprit qu'un mono-instrument ne doit pas être amené en un seul passage jusqu'à la limite apicale de préparation. La lime est descendue progressivement dans le canal et est régulièrement retirée pour nettoyer les spires afin de conserver son efficacité de coupe et d'éviter la formation de bouchons dentinaires. Généralement, l'instrument est amené à la limite apicale de préparation en 2 à 3 passages.

1.5. Impacts cliniques de ces évolutions

Les évolutions notables permettant d'améliorer l'efficacité du traitement endo-canalaire et le confort du praticien dans la réalisation du traitement endodontique sont donc les suivantes :

- la modification de la dynamique instrumentale avec le passage à l'instrumentation mécanisée en remplacement de la préparation manuelle,
- l'émergence des AMF en remplacement de l'acier inoxydable pour la mise en forme canalaire,
- la modification du profil des instruments de mise en forme canalaire,
- l'influence du traitement thermique sur le comportement des alliages,
- la réduction de la séquence instrumentale et passage à la mono-instrumentation,
- le passage à l'instrumentation à usage unique.

Les apports qui découlent de ces évolutions sont :

- une mise en forme canalaire moins chronophage via le passage à l'instrumentation mécanisée et à la mono-instrumentation, permettant ainsi d'insister sur l'action chimique des désinfectants,

- une réduction du risque de transport canalaire, de formation de butées ou de perforations et d'atteinte des structures péri-apicales par l'utilisation d'alliages pseudo-élastiques et respectant la trajectoire canalaire,
- une efficacité de coupe et de mise en forme majorée par rapport aux instruments en acier inoxydable en raison de la dynamique instrumentale employée et du profil des limes,
- une réduction du risque de fracture instrumentale via l'augmentation de la résistance à la fatigue cyclique et en torsion des AMF suite au traitement thermique subi, mais aussi rendue évidente par le concept de mono-instrumentation,
- la suppression du risque de contamination croisée par l'émergence des instruments à usage unique.

1.6. Exemples de systèmes de mise en forme canalaire

1.6.1. Lime One Curve®

La lime One Curve® est un nouvel instrument de mise en forme canalaire commercialisé par la société Micro-Mega en Mars 2018.

Caractéristiques

C'est une lime à usage unique, distribuée dans un blister stérile, utilisée en tant que mono-instrument et composée d'un alliage NiTi ayant subi un traitement thermique dans le but d'être plus flexible et plus résistant. Ce processus modifie donc l'alliage et il est ainsi nommé « C-wire » par la société qui le produit. Cette lime est en phase martensitique auto-accommodée au repos, c'est-à-dire qu'elle est ductile et peut être précourbée avant de négocier le canal radiculaire.

Dynamique instrumentale

Cette lime s'utilise en rotation continue, à 300 rpm et avec un torque maximal de 2.5 N.cm d'après les recommandations du fabricant. Avant l'utilisation de cette lime, il faut effectuer un évasement coronaire et s'assurer du cathétérisme du canal via le passage d'un instrument de cathétérisme (manuel ou mécanisé) jusqu'à la longueur de travail. Une fois le cathétérisme effectué, la lime est utilisée en lui appliquant un mouvement de va-et-vient avec une légère poussée apicale et est remontée régulièrement (généralement après deux à trois mouvements) afin d'être nettoyée

avant de négocier à nouveau le canal. L'opération est réitérée jusqu'à parvenir à la longueur de travail préalablement définie.

Profil instrumental

La lime One Curve® présente exactement le même profil que la gamme qui la précède, à savoir la lime One Shape New Generation®. Elle dispose d'un diamètre apical de 25, d'une conicité constante de 6% et d'une longueur de travail de 16 millimètres. Sa section est asymétrique et variable de la pointe au mandrin de l'instrument. En effet, celle-ci est en triple hélice sur les 3 millimètres de la pointe de l'instrument, puis la lime dispose d'une zone dite « de transition » sur les 7 millimètres suivant en remontant vers le mandrin pour enfin se terminer avec une section en double S sur les 6 derniers millimètres coronaires de la partie travaillante (figure 8) [23]. Micro-Mega justifie ce profil en affirmant avoir une bonne efficacité de coupe tout en conservant un centrage de la trajectoire.



Figure 8 : section variable de la lime One Curve®

1.6.2. Lime F6 SkyTaper®

Les Limes F6 SkyTaper® sont des limes endodontiques fabriquées par la société Komet. Elles ont fait leur apparition sur le marché en 2015.

Caractéristiques

Les limes F6 SkyTaper® sont utilisées en tant que mono-instrument à usage unique. Elles sont distribuées en blister stérile et sont composées d'un alliage de NiTi conventionnel comprenant 55% de nickel et 45% de titane. L'alliage se situe en phase austénitique à température ambiante et sans contrainte. La lime ne peut donc pas être précourbée afin de négocier le canal. Elle possède tout de même les propriétés super-élastique lui offrant une flexibilité accrue lors de l'application d'une contrainte [9].

Dynamique instrumentale

Les limes F6 SkyTaper® sont utilisées en rotation continue et à 300 rpm avec un torque de 2,2 N.cm pour les limes dont le diamètre apical varie entre 20 et 30. Pour les limes dont le diamètre apical est égal à 35 ou 40, un torque 2,8 N.cm est utilisé. D'après les recommandations du fabricant, il est nécessaire de cathétériser le canal à l'aide d'une lime (manuelle ou mécanisée) dont le diamètre ISO est inférieur de deux tailles par rapport à celui de la lime F6 SkyTaper® utilisée. Force est de constater qu'il est possible de sauter une taille ISO en passant directement d'un diamètre 15 à 25 par exemple. Ces limes peuvent être utilisées sur n'importe quel contre angle ou moteur endodontique. Elles sont amenées progressivement jusqu'à la longueur de travail pré-estimée, avec un mouvement de va-et-vient associé à une poussée apicale légère et sont remontées régulièrement afin de nettoyer les spires avant de négocier à nouveau le canal.

Profil instrumental

L'ensemble des limes F6 SkyTaper® possède une conicité constante de 6%. La section est identique sur toute la longueur de la partie travaillante et est en double « S », garantissant ainsi deux arêtes périphériques destinées à l'éviction de la dentine intracanal. Le fabricant justifie une flexibilité maximale de l'instrument par la présence d'un noyau de taille réduite.

1.6.3. Lime HyFlex EDM OneFile®

Les limes HyFlex EDM OneFile® sont commercialisées par la société Coltene et font leur apparition sur le marché dès 2011.

Caractéristiques

Les limes HyFlex EDM OneFile® sont distribuées dans des blisters stériles mais ne sont pas des limes à usage unique, elles peuvent être autoclavables afin d'être utilisées à nouveau. Elles sont composées d'un alliage de NiTi CM (pour « controlled memory ») traité thermiquement et composé d'environ 52% de nickel. Ces limes ont également pour particularité d'être usinées selon un procédé particulier appelé l'électroérosion (« electro discharge machining » ou « EDM » en anglais). Ce procédé consiste en l'application d'une décharge électrique intense et orientée sur la lime afin de faire fondre partiellement l'alliage et de l'évaporer pour lui donner la forme désirée.

Cette méthode permet également d'obtenir un état de surface renforcé de l'alliage. L'utilisation d'un alliage traité thermiquement et du procédé d'usinage par électroérosion permet, d'après le fabricant, le développement d'une résistance accrue à la fracture [41][31]. Par ailleurs, ces limes peuvent être précourbées afin de négocier les canaux, ce qui sous-entend qu'elles se situent dans une phase martensitique auto-accommodée au repos et à température ambiante.

Dynamique instrumentale

Ces limes sont utilisées en rotation continue, à 400 rpm avec un torque de 2,5 N.cm. L'utilisation des limes HyFlex EDM OneFile® doit être obligatoirement précédée d'un pré-élargissement initial du canal avec une lime manuelle ou mécanisée de diamètre 10 minimum. La mise en forme peut être complétée si besoin avec d'autres instruments de la gamme HyFlex EDM® ou CM® dans les cas d'anatomie radiculaire complexe. Elles sont amenées jusqu'à la lime apicale pré-évaluée via un mouvement de va-et-vient progressif avec une légère poussée apicale. La lime est remontée régulièrement du canal afin d'être nettoyée.

Profil instrumental

Les limes HyFlex EDM OneFile® présentent un diamètre apical de 25 et une conicité variable le long de sa partie travaillante, égale à 8% sur les 4 millimètres apicaux puis 4% sur le reste de la lime. La section est également variable, rectangulaire à la pointe, progressivement trapézoïdale dans sa partie moyenne puis presque triangulaire en direction du mandrin (figure 9).

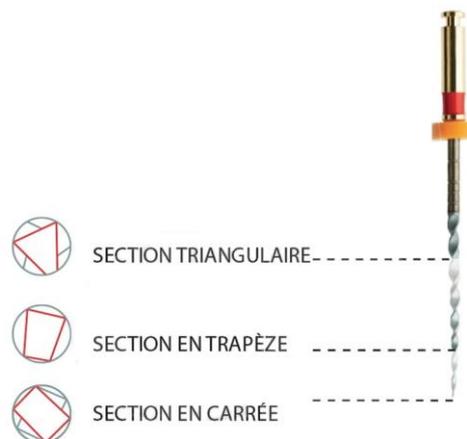


Figure 9 : section variable de la lime HyFlex EDM OneFile®

1.7. Problématique et objectif

Il existe de plus en plus d'instruments endodontiques composés d'alliages à mémoire de forme sur le marché de l'endodontie, lesquels présentent des caractéristiques variables. Les récentes évolutions de la métallurgie et notamment les traitements thermiques des alliages nickel-titane ont favorisé l'apparition de mono-instruments qui remplacent une séquence et permettent de réduire la durée de préparation canalaire. Ces mono-instruments fonctionnent en rotation continue ou en réciprocité. S'il existe de nombreuses publications portant sur l'efficacité de la mise en forme d'instruments séquentiels, la littérature reste restreinte en ce qui concerne les mono-instruments fonctionnant en rotation continue. Par ailleurs, ce type d'étude est souvent limité par des biais de protocole (standardisation non respectée, faible échantillon, manque d'information sur les procédés informatiques employés). Une évaluation des mono-instruments en rotation continue étant nécessaire, une étude préliminaire de protocole permettra de réduire au strict minimum les biais qui pourront être rencontrés.

L'objectif de ce travail est donc de définir un protocole d'évaluation de l'efficacité de mise en forme canalaire des instruments endodontiques par la réalisation d'une étude expérimentale standardisée et reproductible et de préparer des échantillons pour faciliter l'étude future des divers instruments.

2. Partie expérimentale

Afin de mettre en place et de valider un protocole d'évaluation pour analyser les capacités de mise en forme canalaire d'instruments endodontiques, plusieurs paramètres doivent être évalués : durée de préparation canalaire, volume de dentine coupée, surface de parois canalaire non préparées et transport canalaire [21][4][18].

2.1. Matériel et méthode

Préparation des échantillons

Cinq dents ont été récoltées au sein du service d'odontologie du CHU de Lille, puis stockées dans du sérum physiologique maintenu à température ambiante (20-22°C) (comité éthique local numéro DC-2008-642). Les dents étaient saines, exemptes de lésions carieuses, de restaurations, de signes d'usure ou de résorptions. La longueur de l'ensemble des dents a été standardisée à 15 mm via la réalisation d'un plateau occlusal à l'aide d'un disque diamanté et une seule racine d'intérêt a été sélectionnée pour chaque dent. Le degré et le rayon de courbure radicaire ont été mesurés radiographiquement selon la méthode de Schneider à l'aide du logiciel ImageJ (version 1.51k, National Institute of Health, USA) (12°-19° ; 20-34 mm) [39] (figure 10).

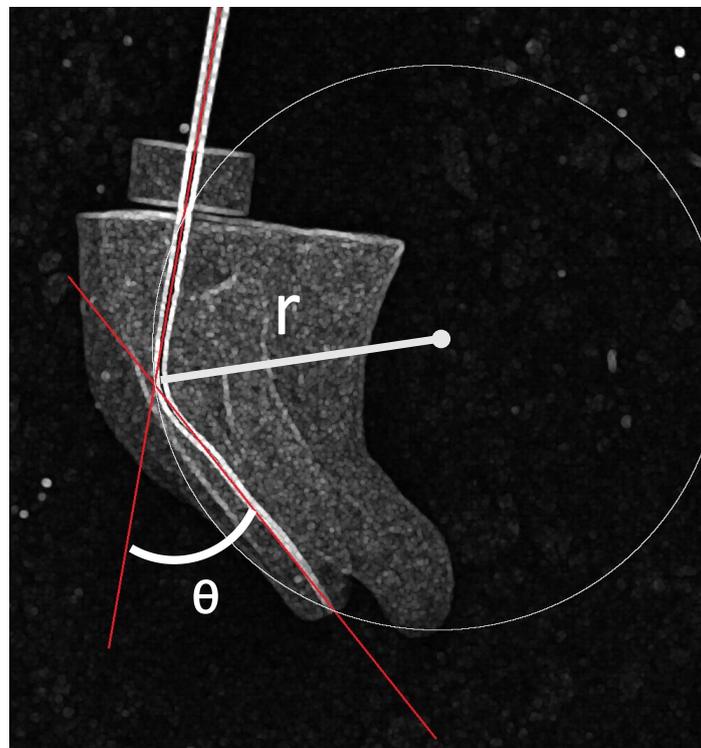


Figure 10 : calcul du rayon de courbure (r) et du degré de courbure (θ) selon la méthode de Schneider

La cavité d'accès a été réaménagée à l'aide d'une fraise boule diamantée montée sur turbine et les entrées canalaire ont été dégagées via l'utilisation d'un foret de Gates (Dentsply) monté sur contre-angle. La perméabilité canalaire a été contrôlée à l'aide d'une lime K 10 manuelle (MMC[®] ; Micro-Mega) et un pré-élargissement a été effectué en rotation continue par une lime One G[®] (Micro-Mega) selon les recommandations du fabricant. La longueur de travail a été estimée visuellement. Les racines ont fait l'objet d'un scan pré-opératoire à l'aide d'un micro-CT (SkyScan 1172 ; Bruker) selon les paramètres définis dans le paragraphe « analyse micro-tomographique ».

En parallèle de la réalisation de ce protocole d'évaluation, 18 premières molaires maxillaires supplémentaires ont été préparées de manière similaire. Ces 18 dents constituent ainsi une partie de l'échantillon de l'étude définitive qui portera sur 3 mono-instruments de mise en forme canalaire : HyFlex EDM[®] (Coltene), One Curve[®] (Micro-Mega) et F6 Skytaper[®] (Komet).

Mise en forme des échantillons

Les échantillons ont par la suite été mis en forme par le système HeroShaper[®] (Micro-Mega) selon les recommandations du fabricant : instrument Ø25 0,06 aux 2/3 de la longueur de travail ; instrument Ø25 0,04 à la longueur de travail ; instrument Ø30 0,04 à la longueur de travail. Une irrigation de 1 mL d'hypochlorite de sodium à 2,5% a été réalisée entre chaque passage instrumental, ainsi qu'une vérification de la perméabilité canalaire via une lime K 10 manuelle. En fin de préparation, une irrigation avec 10 mL d'EDTA liquide à 17% pendant 1 minute a permis d'éliminer les boues dentinaires, suivie d'un rinçage final avec 5 mL d'hypochlorite de sodium à 2,5%. L'irrigation a été réalisée avec un mouvement de va-et-vient, de manière passive et à l'aide de deux seringues, l'une contenant exclusivement l'hypochlorite de sodium et l'autre l'EDTA liquide, sur lesquelles étaient montées des aiguilles de diamètre 30 à sortie latérale. Aucune méthode d'activation de l'irrigant n'a cependant été appliquée et les solvants ont été utilisés à température ambiante et non préchauffés. Les canaux ont finalement été séchés à l'aide de pointes de papier stériles. La durée totale de préparation canalaire (mise en forme et irrigation) a été chronométrée et archivée pour chaque échantillon.

Analyse micro-tomographique

Avant et après préparation, les racines ont été mises en place dans un porte-échantillon conçu spécialement pour ce travail. Elles ont pu être scannées avec succès en pré- et post-opératoire et ont été reconstruites sur le logiciel Nrecon (figure 11). Il a été possible de positionner jusqu'à 9 racines individualisées et simultanément dans le même porte-échantillons. Ceci permettra de diviser par 9 la durée d'acquisition nécessaire pour la future étude. Pour cette étude expérimentale, seules 5 racines ont été scannées dans le même temps.

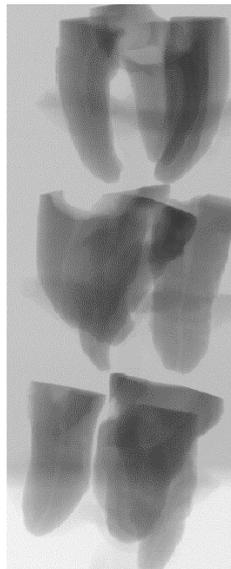


Figure 11 : reconstruction des racines scannées et positionnées dans le porte-échantillons

Les racines ont été scannées à l'aide d'un micro-tomographe (SkyScan 1172 ; Bruker) à 95 kV, 104 μ A, avec une résolution isotropique de 21,9 μ m, selon 180° autour de l'axe vertical, un pas de rotation de 0,4° et un filtre aluminium + cuivre. Les images de chaque racine ont été reconstruites (ring artifact correction: 1, beam hardening correction: 20%, and smoothing: 1) à l'aide du logiciel Nrecon v1.7.3.0 (Bruker). Les images ainsi obtenues sont codées selon 256 niveaux de gris. La région d'intérêt a été définie afin d'englober et d'individualiser la totalité de chaque racine à l'aide du logiciel CTAn v1.17.7.2 (Bruker). Ensuite, les reconstructions des volumes pré- et post-opératoires ont été superposées à l'aide de l'outil de repositionnement automatique d'image 3D du logiciel DataViewer v1.5.4.0 en utilisant un filtre RGB-HSV Fusion. Un positionnement manuel dans un premier temps (afin d'accélérer les calculs informatiques) puis automatique (afin d'affiner le repositionnement) a permis la

superposition des volumes dans les trois plans de l'espace et au voxel près (soit 21,9 μm). Grâce à cette manipulation, il a été possible par la suite de déterminer la fraction commune et les différences entre les volumes pré- et post-opératoire et ainsi d'en déduire les zones/volumes qui ont été instrumentés (figure 12).

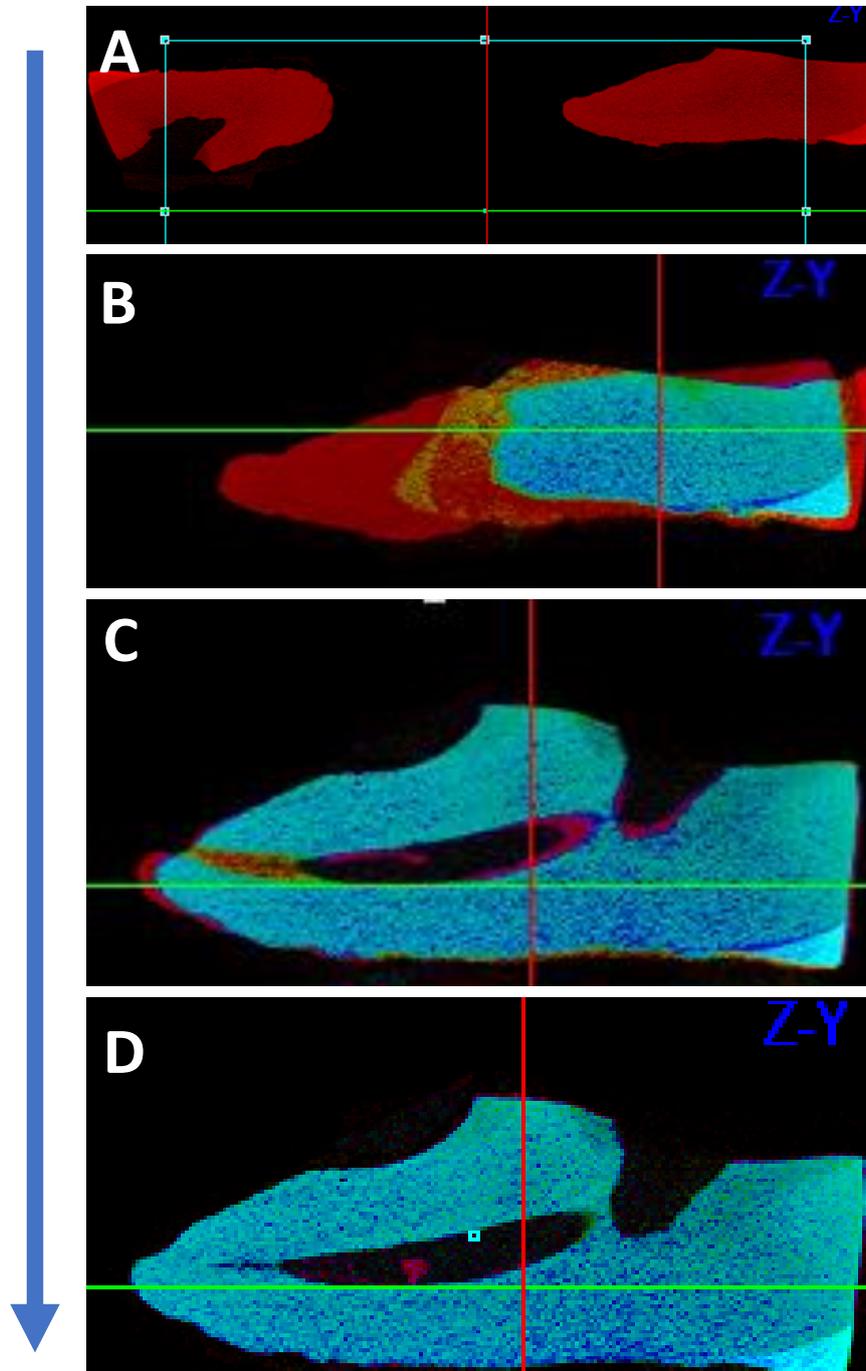


Figure 12 : processus de repositionnement des volumes pré- et post-opératoire des racines : volumes séparés (A) ; repositionnement manuel (B) ; affinage du positionnement manuel (C) ; repositionnement automatique final (D).

Les volumes indépendants apparaissent en rouge et les volumes superposés apparaissent en bleu.

Les données ont été par la suite exportées vers le logiciel Avizo® v9.7. A l'aide de l'outil watershed d'Avizo®, une sélection initiale de différents niveaux de gris faisant référence à un matériau a été extrapolée au sein de l'ensemble de la série d'image afin de binariser et de segmenter la dentine et la pulpe dentaire. Une fois les volumes de dentine et de pulpe reconstruits, trois variables ont été calculées :

- *Volume de dentine coupée* =

$$\text{Volume de dentine préopératoire} - \text{Volume de dentine postopératoire}$$

Cette donnée est obtenue via l'outil de calcul « Surface Area Volume » du logiciel Avizo® après définition préalable du volume de dentine des échantillons pré- et post-opératoires.

- Surface parois canalaires non préparées (%) =

$$\frac{\text{surface parois pré - opératoire} \cap \text{surface parois post - opératoire}}{\text{surface parois pré - opératoire}} \times 100$$

Cette donnée est obtenue également grâce à l'outil « Surface Area Volume » après obtention de la surface commune du canal préparé et non préparé, laquelle a été obtenue par les outils « Surface View » et « Surface Extract » du même logiciel.

- Le transport canalair a été mesuré à 3, 5 et 7 mm de la limite apicale de préparation comme étant la distance (mm) qui sépare le centre de gravité du canal non préparé et celui du canal préparé. La position des centres de gravité et la distance les séparant ont été calculées de manière informatique à l'aide du logiciel CATIA® en utilisant les outils Digitized Shape Editor (DSE) et Generative Shape Design (GSD) (figure 13).

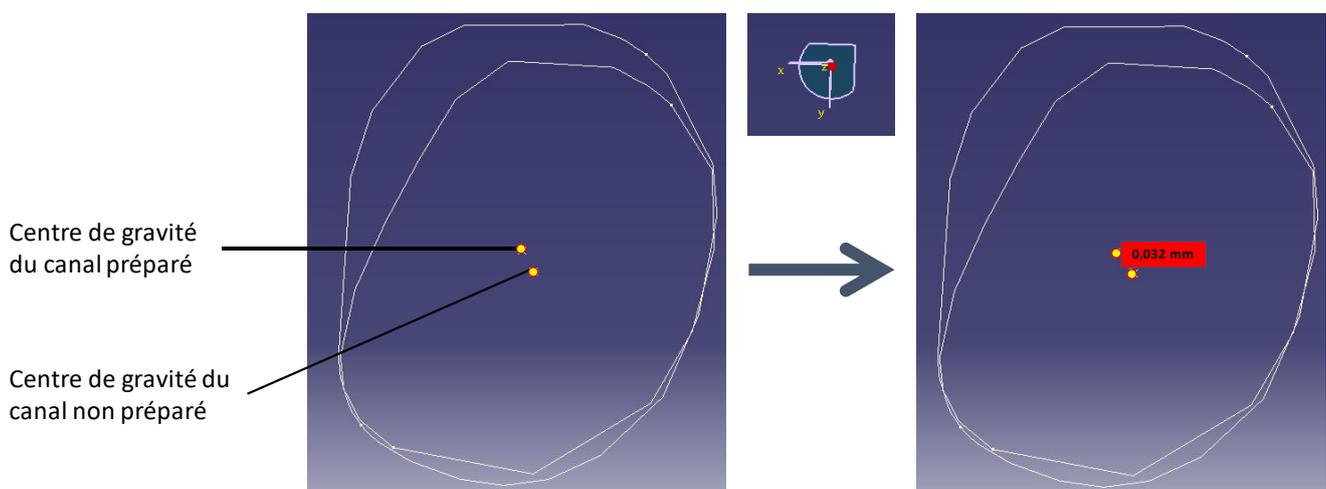


Figure 13 : création des centres de gravité et mesure de la distance séparant le centre de gravité du canal non préparé et celui du canal non préparé (0,032 mm dans l'exemple ci-présent)

2.2. Résultats et discussion

Dans ce travail, un protocole d'évaluation d'instruments endodontiques de mise en forme canalaire a été mis en place avec succès concernant la durée de préparation, l'évaluation du volume de dentine coupée, l'analyse des parois canalaires non préparées et le transport canalaire. Les résultats obtenus sont présents dans le tableau 4.

Tableau 4 : résultats des paramètres étudiés au cours du protocole d'évaluation

<i>Echantillons</i>	<i>A</i>	<i>B</i>	<i>C</i>	<i>D</i>	<i>Moyenne (Ecart-type)</i>
<i>Durée de préparation canalaire (s)</i>	243	241	220	256	240 (12,90)
<i>Volume de dentine coupée (mm³)</i>	2,149	2,773	5,466	2,920	3,327 (1,268)
<i>Surface de parois canalaires non préparées (%)</i>	76,64	95,21	70,67	87,31	82,45 (9,47)
<i>3 mm</i>	0,032	0,065	0,11	0,95	0,289 (0,382)
<i>Transport canalaire</i>					
<i>5 mm</i>	0,014	0,021	0,223	0,014	0,068 (0,089)
<i>7 mm</i>	0,049	0,019	0,281	0,101	0,112 (0,101)

En cas de fracture instrumentale, les échantillons concernés ont été exclus de l'étude. En effet, la survenue d'une fracture instrumentale lors de la mise en forme canalaire engendre un biais tant dans la durée de préparation canalaire que dans les calculs permettant l'obtention des volumes, des surfaces non préparées et du transport canalaire. Ainsi, le 5^e échantillon a été éliminé car une fracture instrumentale s'est produite au cours de la mise en forme canalaire.

Une des principales limites de ce type d'étude est la forte variabilité liée à l'utilisation de dents humaines. Il existe des modèles standardisés en résine mais leur composition et leur microstructure diffèrent par rapport à la dentine naturelle. Dernièrement, un modèle biomimétique d'une dent humaine composé d'une matrice d'hydroxyapatite poreuse (dont la dureté peut être contrôlée) et de résine epoxy a été développé. Cependant, l'accessibilité à ce type de modèle est encore complexe et

aucune étude sur le comportement des instruments endodontiques n'a actuellement été réalisée avec ce dispositif [34][35]. Dès lors, dans ce travail et afin d'être le plus proche possible d'une situation clinique, il a été choisi de ne travailler que sur des dents naturelles. Afin de pallier ces limites de variabilité lors de la réalisation d'une étude sur un plus grand échantillon, il sera nécessaire de sélectionner des dents dont l'anatomie est similaire.

Le protocole d'irrigation a été standardisé pour limiter le biais de protocole, en termes de médication employée, de concentration, de volume et de durée d'exposition (hypochlorite de sodium à 2,5%, EDTA liquide à 17%, 1 mL d'hypochlorite de sodium en début de séquence et entre chaque instrument pendant 15 secondes, 10 mL d'EDTA liquide en fin de préparation pendant 1 minute, 5 mL d'hypochlorite de sodium en rinçage terminal pendant 1 minute) [10][16][47]. Il a été décidé de ne pas effectuer d'activation des solutions d'irrigation car les protocoles varient fortement dans la littérature et que l'activation pourrait avoir un impact non voulu sur l'évaluation de la mise en forme.

La durée de préparation canalairé telle qu'elle a été définie dans cette étude correspond au temps nécessaire pour la mise en forme, pour les changements d'instruments ainsi que pour l'irrigation canalairé [53]. Il était de $240 \pm 12,90$ secondes. Veltri et coll. ont obtenu une moyenne de 141,3 secondes pour l'instrumentation avec le HeroShaper[®]. Cependant, cette durée ne comprend que le temps de travail des limes dans le canal et exclut donc le temps nécessaire à l'irrigation et aux changements d'instruments. Par ailleurs, leur séquence de travail avec ce système de mise en forme n'est pas identique à celle employée au sein de l'étude expérimentale et ils mentionnent clairement qu'ils utilisent une séquence modifiée de 5 à 8 instruments selon les dents [49]. Pentelescu et coll. quant à eux obtiennent une moyenne de 124 secondes pour la mise en forme avec le HeroShaper[®], avec une séquence identique à celle utilisée dans ce travail, à laquelle ils ajoutent la durée de pré-élargissement coronaire. Aussi, ils n'incluent pas le temps nécessaire à l'irrigation et aux changements d'instruments dans leurs calculs [27]. Uyanik et coll. obtiennent une moyenne de $167,4 \pm 15,7$ secondes pour la préparation avec le HeroShaper[®]. Cependant, la séquence exacte utilisée n'est pas indiquée dans leur étude et ils excluent le temps nécessaire aux changements d'instruments ainsi qu'à l'irrigation [25].

Ces divergences par rapport à l'étude menée ici s'expliquent en grande majorité par l'inclusion du temps lié à l'irrigation et aux changements d'instruments dans le paramètre de durée de mise en forme. De plus, le protocole d'irrigation varie d'une étude à l'autre et peut donc avoir une influence sur ce paramètre lorsqu'il celui-ci y est inclus. Dans l'étude finale il serait judicieux d'obtenir un résultat incluant l'irrigation et un résultat sans irrigation.

Pour évaluer la mise en forme canalaire, la micro-tomographie a montré des avantages incontestables de par sa haute précision et son caractère non destructif, c'est pourquoi elle est largement utilisée dans ce type d'étude [46][19]. Cependant, il faut garder à l'esprit que les techniques d'imagerie numérique tridimensionnelles font intervenir de nombreux traitements informatiques qui peuvent constituer des biais de protocole qu'il a été possible de réduire par standardisation (détermination des régions d'intérêt et seuillage pour la segmentation).

Après reconstruction, les dents ont été individualisées de manière similaire via le logiciel CTAn en redéfinissant la région d'intérêt de chaque racine (aussi nommée ROI pour « region of interest »). Cette ROI englobait la totalité radio-opaque d'une racine (correspondant aux tissus durs) ainsi que le contenu radio-clair présent au sein de la radio-opacité (correspondant au volume du système canalaire) (figure 14).

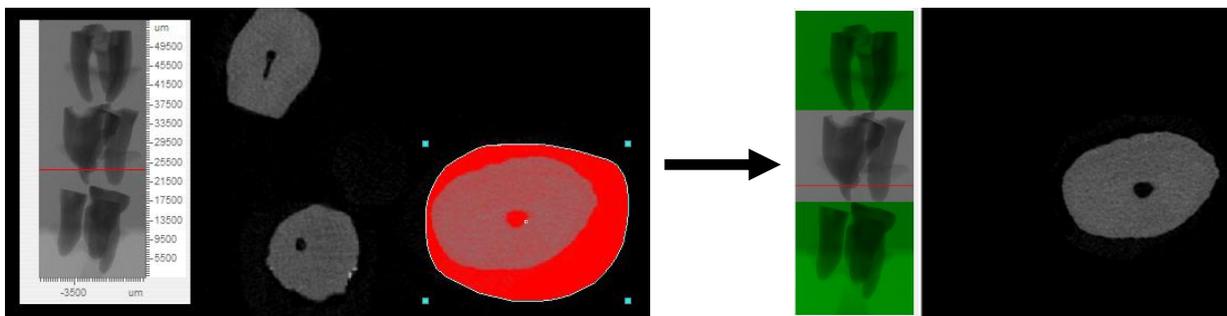


Figure 14 : définition de la région d'intérêt (ROI) d'une racine puis individualisation pour analyse

Les volumes de dentine et du système canalaire ont été segmentés puis reconstruits avec succès à l'aide du logiciel Avizo® (figure 15). Afin d'y parvenir, un seuillage a été fixé pour considérer les voxels dont les niveaux de gris étaient compris entre 56 et 255. Ceci a permis de reconstruire un volume comprenant à la fois la dentine et l'émail. Cependant, une limite à cette méthode a pu être mise en évidence lors cette étape. En effet, toutes les radio-opacités intra-canaire étaient, par le procédé de binarisation, considérées comme de la dentine. Pour pallier cette limite, il a été nécessaire d'exclure l'ensemble du volume du système canalaire lors de la définition de la région d'intérêt en utilisant par exemple un outil d'interpolation présent dans CTAn.

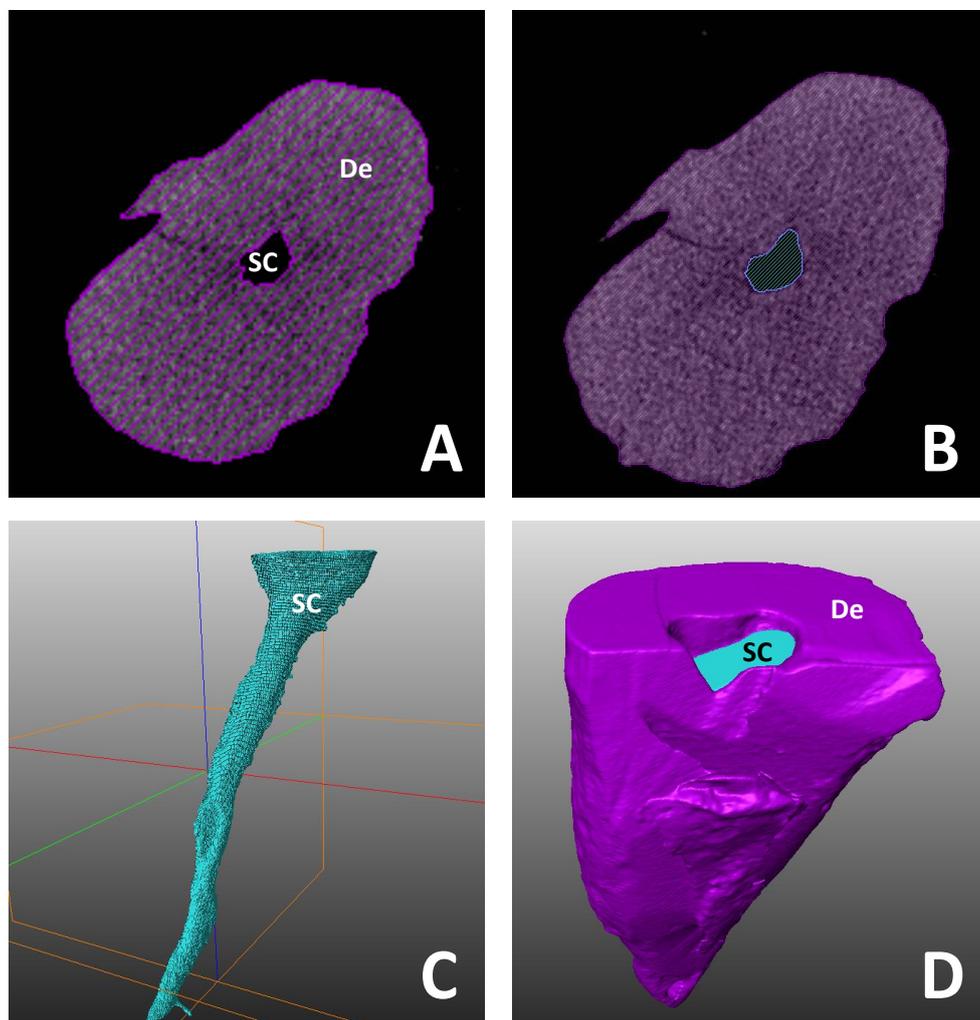


Figure 15 : segmentation et reconstruction des volumes de dentine (De) et du système canalaire (SC). Segmentation de la dentine (A) ; détermination du volume du système canalaire (B) ; segmentation du système canalaire (C) ; reconstruction 3D des volumes de la dentine et du système canalaire (D).

A cette étape il a été possible de calculer le volume de dentine coupée lors de la mise en forme canalaire ($3,327 \pm 1,268 \text{ mm}^3$) avec le logiciel Avizo®.

Mahran et AboEl-Fotouh montrent dans leur étude une éviction moyenne de $1,3 \pm 0,1 \text{ mm}^3$ de dentine par le HeroShaper®. Cependant, leur technique d'analyse n'utilise pas la micro-tomographie mais repose sur une tomодensitométrie multi-coupe dont l'épaisseur de chaque coupe est de $50 \mu\text{m}$. Par ailleurs, l'évaluation du volume de dentine coupée n'est portée que sur 14 segments d'une épaisseur de $0,75 \text{ mm}$, ce qui correspond à une longueur canalaire de $10,5 \text{ mm}$, inférieure à la longueur investiguée dans ce travail (15 mm) [22]. Uyanik et coll. obtiennent quant à eux une moyenne de $2,08 \pm 0,45 \text{ mm}^3$ de dentine coupée après analyse radiographique par tomographie conventionnelle. Cependant, ils ne présentent pas leurs paramètres d'imagerie, ce qui pourrait avoir un impact conséquent sur les résultats présentés. Aussi, comme précédemment mentionné ils ne donnent pas d'informations sur la séquence exacte employée. Or, celle-ci pourrait avoir une influence également sur les résultats car le diamètre de pointe et la conicité des instruments diffèrent selon la séquence utilisée [25].

Les variations de volume de dentine coupée peuvent ainsi être liées au traitement informatique et à la séquence instrumentale employée, mais les différences des résultats de ce travail par rapport à d'autres publications peuvent également être expliquées par l'anatomie des racines (courbure/double courbure) et la présence d'un canal radiculaire plus ou moins ovale. Par ailleurs, Espir et coll. ont montré que des variations morphologiques des dents peuvent avoir un impact significatif sur les résultats de volume de dentine coupée par un instrument. Ceci permet d'expliquer les différences avec les données de la littérature. Les dents sélectionnées dans ce travail expérimental présentaient des variations anatomiques importantes : faible courbure, canaux ovales, double courbure qui seront corrigées dans l'étude à venir [14].

Pour calculer les surfaces des parois canalaires non préparées, la dentine obtenue lors de la segmentation a été éliminée informatiquement pour ne visualiser que le système canalaire. Les voxels communs aux parois canalaires des racines avant et après mise en forme ont été distingués (figure 16). Afin d'obtenir un pourcentage de parois canalaires non préparées, la formule précédemment mentionnée dans le paragraphe Matériel et Méthode a été appliquée [21].

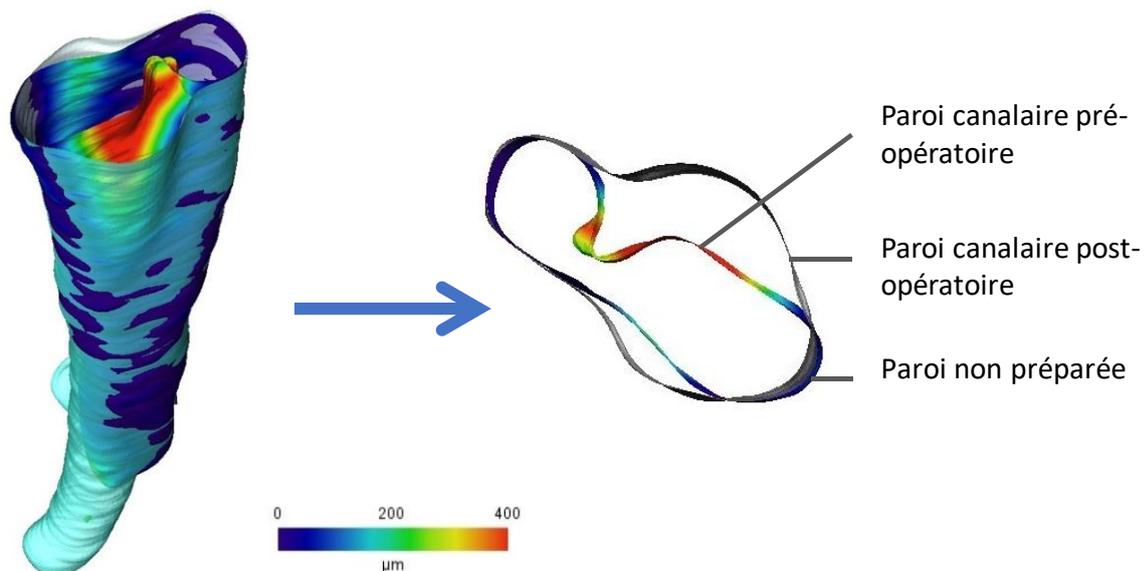


Figure 16 : calcul des surfaces de parois canalaires non préparées.

A gauche, superposition du volume canalaire pré- et post-opératoire ; à droite, coupe axiale de la superposition permettant de visualiser les parois canalaires instrumentées/non instrumentées (différence en μm).

Dans la présente étude, $82,45 \pm 9,47\%$ des parois canalaires n'ont pas été instrumentées. Avec l'émergence des technologies non destructrices de haute précision (tomographie et micro-tomographie), la littérature scientifique abonde d'articles s'intéressant au pourcentage de parois canalaires non préparées et les résultats diffèrent énormément selon le type de dent étudié et le système de mise en forme utilisé. Cependant, toutes les études sont unanimes quant au fait qu'il est impossible de préparer mécaniquement l'intégralité des parois canalaires comme c'est le cas dans ce travail. Par ailleurs, le système HeroShaper® est un système développé au début des années 2000, il existe donc peu d'études utilisant la micro-tomographie pour étudier son efficacité de mise en forme.

Peters et coll. mettent en évidence l'impact de la géométrie du canal dans la fraction de parois canalaires non préparées, mais également l'influence du système utilisé [30]. Pérez et coll. montrent qu'un instrument avec un diamètre de pointe large et une plus forte conicité a un contact plus important avec les parois canalaires, ce qui résulte en une fraction plus importante de parois canalaires préparées [28]. Siqueira Jr et coll. affirment après l'analyse de nombreuses études qu'entre 10 et 50% des surfaces canalaires ne sont pas instrumentées lors de la mise en forme [43].

Dans cette étude expérimentale, les résultats sur la surface de parois canalaires non préparées sont bien plus élevés que ceux trouvés dans la littérature. Là encore, ces divergences peuvent s'expliquer par le fait que les racines utilisées n'étaient pas exploitables en raison de leur volume canalaire important. Ceci sera résolu pour la future étude en sélectionnant des racines mésio-vestibulaires de molaires maxillaires. Par ailleurs, les instruments de finition apicale de la séquence HeroShaper® possèdent une conicité de 4% tandis que les instruments désormais utilisés sur le marché ont une conicité de 6%.

Concernant l'évaluation du transport canalaire, les mesures ont été effectuées à 3, 5 et 7 mm de la limite apicale de préparation à l'aide du logiciel CATIA®. Pour ce faire, le centre de gravité du canal pulpaire a été obtenu informatiquement (selon les axes X et Y) aux 3 mesures précédemment mentionnées, puis par superposition des surfaces il a été possible de mettre en évidence le transport du canal après instrumentation, exprimé en millimètres (figure 17).

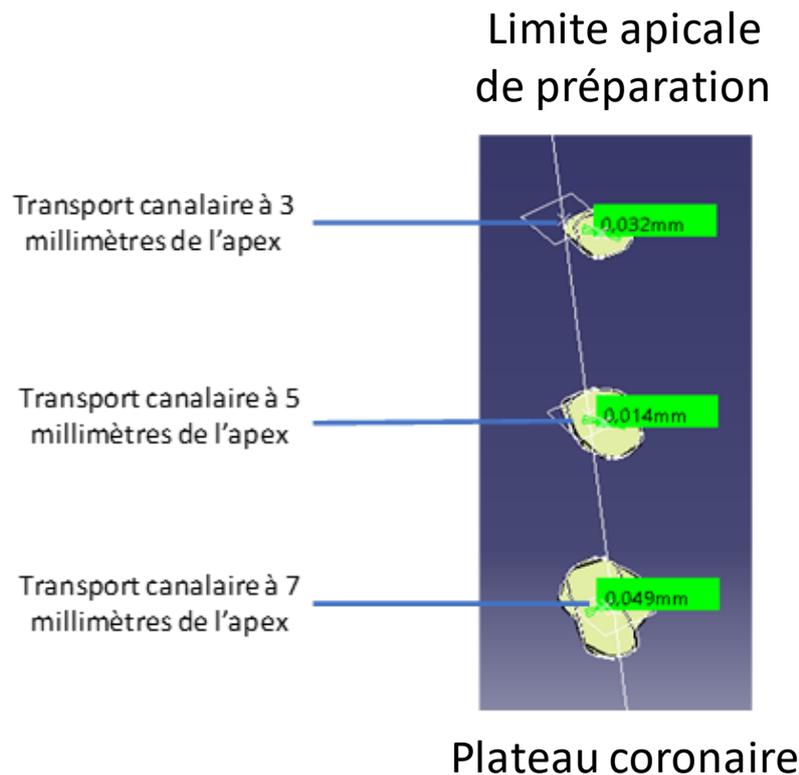


Figure 17 : transport canalaire à 3, 5 et 7 millimètres de la limite apicale de préparation

Dans cette étude, le transport canalaire était de $0,289 \pm 0,389$ mm, $0,068 \pm 0,089$ mm et $0,112 \pm 0,101$ mm à 3, 5 et 7 mm respectivement de la limite apicale de préparation.

Comme mentionné précédemment, le système HeroShaper® n'est que peu soumis à des études employant la micro-tomographie, or celle-ci s'avère nécessaire pour obtenir des valeurs fiables sur le transport canalaire. Dans l'ensemble, les études qui s'intéressent au transport canalaire par le HeroShaper® s'appuient sur des radiographies rétro-alvéolaires. Uyanik et coll., dans leur étude par tomographie conventionnelle, obtiennent un résultat de transport canalaire moyen de $0,22 \pm 0,17$ mm sur l'ensemble du système canalaire, sans préciser si le transport est majoritaire

ou non sur un tiers particulier du canal [25]. D'une manière générale et comme constaté par Sousa-Neto et coll., le transport canalaire engendré par l'instrumentation tend à déplacer majoritairement le tiers apical en direction externe par rapport à la courbe radiculaire. Dans la partie la plus coronaire de cette courbure, le déplacement se fait à l'intérieur de la courbure. Ceci s'explique par la rigidité des instruments qui a tendance à redresser la courbure. Enfin, il sera important pour l'étude future de considérer la conicité des instruments car Filizola de Oliveira et coll. ont montré que les instruments ayant une conicité plus élevée sont plus susceptibles d'entraîner une modification morphologique des canaux dans lesquels ils sont utilisés [15].

2.3. Conclusion

Ce travail a permis d'élaborer un protocole expérimental pour l'évaluation de l'efficacité de mise en forme canalaire par des instruments endodontiques utilisés en rotation continue. Il servira de base pour une étude comparant la mise en forme effectuée par des mono-instruments. Ce travail expérimental est nécessaire car il permet d'anticiper au mieux les différents biais susceptibles d'être rencontrés dans ce type d'étude et ainsi de mettre en œuvre des moyens adaptés pour prévenir leur apparition.

Des dents ont été préparées endodontiquement et la mise en forme canalaire a été évaluée par micro-tomographie. D'une manière générale, les résultats sont cohérents avec ceux décrits dans la littérature concernant la durée de préparation canalaire, le volume de dentine coupée, la surface de parois canalaire non préparées et le transport canalaire. Cependant, les résultats de la présente étude permettent d'émettre des recommandations pour le futur travail :

- standardiser au mieux les échantillons (type de dent, longueur radiculaire, forme du canal, degré et rayon de courbure),
- considérer la durée de mise en forme canalaire séparément de l'irrigation et des changements d'instruments,
- standardiser la séquence instrumentale (pré-élargissement),
- standardiser les traitements numériques préliminaires des données micro-tomographiques (résolution, seuillages, repositionnement des volumes),
- définir clairement la fraction commune des volumes pré- et post-opératoires (voxels communs qui dépendent directement de la résolution et du repositionnement),
- standardiser et utiliser un protocole d'évaluation du transport canalaire validé (calcul des centres de gravité) et éviter les techniques empiriques non reproductibles de détermination du centre du canal.

Le respect de ces recommandations permettra dans la future étude comparative de réduire au strict minimum les biais de protocole qui restent malgré tout inévitables.

Références

1. Adigüzel Ö. A Literature review of self adjusting file. *Int Dent Res.* 2011;1(1):18-25.
2. Ahn S-Y, Kim H-C, Kim E. Kinematic effects of nickel-titanium instruments with reciprocating or continuous rotation motion: a systematic review of in vitro studies. *J Endod.* 2016;42(7):1009-17.
3. Arbab-Chirani R, Chevalier V, Arbab-Chirani S, Calloch S. Instrumentation canalaire de préparation. Paris: EMC (Elsevier Massain SAS); 2010.
4. Baek JY, Yoo HM, Park DS, Oh TS, Kum KY, Shin SY, et coll. Comparison of the shaping abilities of three nickel–titanium instrumentation systems using micro-computed tomography. *J Dent Sci.* 2014;9(2):111-7.
5. Baumann MA. Nickel–titanium: options and challenges. *Dent Clin North Am.* 2004;48(1):55-67.
6. Benmarazze S. Mouvement de réciprocity et ses conséquences en termes de microfractures [Thèse d'exercice]. [France]: Lyon 1; 2016.
7. Bergenholtz G, Mjör IA, Cotton WR, Hanks CT, Kim S, Torneck CD, et coll. Consensus Report. *J Dent Res.* 1985;64(4):631-3.
8. Bürklein S, Hinschitza K, Dammaschke T, Schäfer E. Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth: Reciproc and WaveOne versus Mtwo and ProTaper: Single-file systems - shaping and cleaning. *Int Endod J.* 2012;45(5):449-61.
9. Bürklein S, Jäger PG, Schäfer E. Apical transportation and canal straightening with different continuously tapered rotary file systems in severely curved root canals: F6 SkyTaper and One Shape versus Mtwo. *Int Endod J.* 2017;50(10):983-90.
10. Calt S, Serper A. Time-dependent Effects of EDTA on dentin structures. *J Endod.* 2002;28(1):17-9.
11. Coolidge ED. Anatomy of the root apex in relation to treatment problems. *J Am Dent Assoc.* 1922. 1929;16(8):1456-65.
12. Darabara M, Bourithis L, Zinelis S, Papadimitriou G. Assessment of Elemental Composition, Microstructure, and Hardness of Stainless Steel Endodontic Files and Reamers. *J Endod.* 2004;30(7):523-6.

13. Demetriou A. Les procédures endodontiques régénératives : approche conceptuelle et protocoles opératoires [Thèse d'exercice]. [France]: Université de Lille; 2018.
14. Espir CG, Nascimento-Mendes CA, Guerreiro-Tanomaru JM, Cavenago BC, Hungaro Duarte MA, Tanomaru-Filho M. Shaping ability of rotary or reciprocating systems for oval root canal preparation: a micro-computed tomography study. *Clin Oral Investig*. 2018;22(9):3189-94.
15. Filizola de Oliveira DJ, Leoni GB, da Silva Goulart R, Sousa-Neto MD, Silva Sousa YTC, Silva RG. Changes in geometry and transportation of root canals with severe curvature prepared by different heat-treated nickel-titanium instruments: a micro-computed tomographic study. *J Endod*. 2019;45(6):768-73.
16. Gazzaneo I, Vieira GCS, Pérez AR, Alves FRF, Gonçalves LS, Mdala I, et coll. Root canal disinfection by single- and multiple-instrument systems: effects of sodium hypochlorite volume, concentration, and retention time. *J Endod*. 2019;45(6):736-41.
17. Glosson CR, Haller RH, Brent Dove S, del Rio CE. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *J Endod*. 1995;21(3):146-51.
18. Hartmann MSM, Barletta FB, Camargo Fontanella VR, Vanni JR. Canal transportation after root canal instrumentation: a comparative study with computed tomography. *J Endod*. 2007;33(8):962-5.
19. Irie MS, Rabelo GD, Spin-Neto R, Dechichi P, Borges JS, Soares PBF. Use of micro-computed tomography for bone evaluation in dentistry. *Braz Dent J*. 2018;29(3):227-38.
20. Kim HC, Kim HJ, Lee CJ, Kim BM, Park JK, Versluis A. Mechanical response of nickel-titanium instruments with different cross-sectional designs during shaping of simulated curved canals. *Int Endod J*. 2009;42(7):593-602.
21. Lacerda MFLS, Marceliano-Alves MF, Pérez AR, Provenzano JC, Neves MAS, Pires FR, et coll. Cleaning and shaping oval canals with 3 instrumentation systems: a correlative micro-computed tomographic and histologic study. *J Endod*. 2017;43(11):1878-84.
22. Mahran AH, AboEI-Fotouh MM. Comparison of effects of protaper, heroshaper, and gates glidden burs on cervical dentin thickness and root canal volume by using multislice computed tomography. *J Endod*. 2008;34(10):1219-22.
23. Mc Mahon T. Instrument unique et traitement thermique, le couple idéal ? - Clinique n°1. Editions CdP. 2018;17-22.

24. Mohammadi Z, Soltani MK, Shalavi S, Asgary S. A review of the various surface treatments of Ni-Ti instruments. *Iran Endod J.* 2014;9(4):235-40.
25. Ozgur Uyanik M, Cehreli ZC, Ozgen Mocan B, Tasman Dagli F. Comparative evaluation of three nickel-titanium instrumentation systems in human teeth using computed tomography. *J Endod.* 2006;32(7):668-71.
26. Pedullà E, Lo Savio F, Boninelli S, Plotino G, Grande NM, Rapisarda E, et coll. Influence of cyclic torsional preloading on cyclic fatigue resistance of nickel - titanium instruments. *Int Endod J.* 2015;48(11):1043-50.
27. Pentelescu C, Colceriu L, Pastrav O, Culic C, Chisnoiu R. In vitro evaluation of root canal preparation with two rotary instrument systems – Pro Taper and Hero Shaper. *Med Pharm Rep.* 2015;88(3):395-402.
28. Pérez AR, Alves FRF, Marceliano-Alves MF, Provenzano JC, Gonçalves LS, Neves AA, et coll. Effects of increased apical enlargement on the amount of unprepared areas and coronal dentine removal: a micro-computed tomography study. *Int Endod J.* 2018;51(6):684-90.
29. Pertot W-J, Simon S, Machtou P. *Le traitement endodontique.* Paris, France; 2003 : 127 p.
30. Peters OA, Schonenberger K, Laib A. Effects of four Ni-Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. *Int Endod J.* 2001;34(3):221-30.
31. Pirani C, Iacono F, Generali L, Sassatelli P, Nucci C, Lusvarghi L, et coll. HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined Ni-Ti rotary instruments. *Int Endod J.* 2016;49(5):483-93.
32. Plotino G, Grande NM, Mercadé Bellido M, Testarelli L, Gambarini G. Influence of temperature on cyclic fatigue resistance of Protaper Gold and Protaper Universal rotary files. *J Endod.* 2017;43(2):200-2.
33. Roane J, Sabala C, Duncansonjr M. The “balanced force” concept for instrumentation of curved canals. *J Endod.* 1985;11:203-11.
34. Robberecht L, Chai F, Dehurtevent M, Marchandise P, Bécavin T, Hornez J-C, et coll. A novel anatomical ceramic root canal simulator for endodontic training. *Eur J Dent Educ.* 2017;21(4):e1-6.
35. Robberecht L, Hornez J-C, Dehurtevent M, Dufour T, Labreuche J, Deveaux E, et coll. Optimization and preclinical perception of an artificial simulator for endodontic training: a preliminary study. *J Dent Educ.* 2017;81(3):7.

36. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am.* 1974;18(2):269-96.
37. Schilder H. Filling root canals in three dimensions. *J Endod.* 2006;32(4):281-90.
38. Schneider K, Korkmaz Y, Addicks K, Lang H, Raab W. Prion Protein (PrP) in human teeth: an unprecedented pointer to prp's function. *J Endod.* 2007;33(2):110-3.
39. Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1971;32(2):271-5.
40. Shantiaee Y, Dianat O, Mosayebi G, Namdari M, Tordik P. Effect of root canal preparation techniques on crack formation in root dentin. *J Endod.* 2019;45(4):447-52.
41. Shen Y, Tra C, Hieawy A, Wang Z, Haapasalo M. Effect of torsional and fatigue preloading on HyFlex EDM files. *J Endod.* 2018;44(4):643-7.
42. Simon S, Machtou P, Pertot W-J. *Endodontie.* Rueil-Malmaison. CdP; 2012.
43. Siqueira Jr JF, Rôças I das N, Marceliano-Alves MF, Pérez AR, Ricucci D. Unprepared root canal surface areas: causes, clinical implications, and therapeutic strategies. *Braz Oral Res.* 2018;32.
44. Sonntag D, Peters OA. Effect of prion decontamination protocols on nickel-titanium rotary surfaces. *J Endod.* 2007;33(4):442-6.
45. Staffoli S, Grande NM, Plotino G, Özyürek T, Gündoğar M, Fortunato L, et coll. Influence of environmental temperature, heat-treatment and design on the cyclic fatigue resistance of three generations of a single-file nickel–titanium rotary instrument. *Odontology.* 2018;
46. Stauber M, Müller R. *Micro-Computed Tomography: A method for the non-destructive evaluation of the three-dimensional structure of biological specimens.* Westendorf JJ, éditeur. *Osteoporosis.* Totowa, NJ: Humana Press; 2008. p. 273-92.
47. Stojicic S, Zivkovic S, Qian W, Zhang H, Haapasalo M. Tissue dissolution by sodium hypochlorite: effect of concentration, temperature, agitation, and surfactant. *J Endod.* 2010;36(9):1558-62.
48. Topçuoğlu HS, Topçuoğlu G. Cyclic fatigue resistance of Reciproc Blue and Reciproc files in an S-shaped canal. *J Endod.* 2017;43(10):1679-82.
49. Veltri M, Mollo A, Mantovani L, Pini P, Balleri P, Grandini S. A comparative study of Endoflare-Hero Shaper and Mtwo Ni-Ti instruments in the preparation of curved root canals. *Int Endod J.* 2005;38(9):610-6.

50. Vertucci FJ. Root canal anatomy of the human permanent teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1984;58(5):589-99.
51. Vincent M. Développement d'un instrument endodontique en alliage à mémoire de forme monocristallin cuivreux. *Mécanique des matériaux*. [Université de Lorraine]; 2017.
52. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J.* 2008;41(4):339-44.
53. Zhao D, Shen Y, Peng B, Haapasalo M. Root canal preparation of mandibular molars with 3 nickel-titanium rotary instruments: a micro-computed tomographic study. *J Endod.* 2014;40(11):1860-4.
54. Texte court du rapport d'évaluation technologique sur le traitement endodontique [Internet]. 2008. Disponible sur : <https://www.has-sante.fr/>

Table des illustrations

Figures

Figure 1 : classification du réseau canalaire selon Vertucci	19
Figure 2 : schématisation en 2D de la structure de l'austénite et de la martensite ...	22
Figure 3 : diagramme du comportement d'un AMF selon la température et la contrainte, exploitation des propriétés de superélasticité	23
Figure 4 : comportement d'un AMF à température constante, changements de phase pour l'exploitation des propriétés de superélasticité	23
Figure 5 : diagramme du comportement d'un AMF selon la température et la contrainte, exploitation des propriétés de mémoire de forme	25
Figure 6 : mouvement de réciprocité	31
Figure 7 : exemples de sections transversales de limes endodontiques	32
Figure 8 : section variable de la lime One Curve®	37
Figure 9 : section variable de la lime HyFlex EDM OneFile®	39
Figure 10 : calcul du rayon de courbure (r) et du degré de courbure (θ) selon la méthode de Schneider	41
Figure 11 : reconstruction des racines scannées et positionnées dans le porte-échantillons.....	43
Figure 12 : processus de repositionnement des volumes pré- et post-opératoire des racines.....	44
Figure 13 : création des centres de gravité et mesure de la distance séparant le centre de gravité du canal non préparé et celui du canal non préparé	45
Figure 14 : définition de la région d'intérêt (ROI) d'une racine puis individualisation pour analyse	48
Figure 15 : segmentation et reconstruction des volumes de dentine (De) et du système canalaire (SC).	49
Figure 16 : calcul des surfaces de parois canalaires non préparées..	51
Figure 17 : transport canalaire à 3, 5 et 7 millimètres de la limite apicale de préparation	53

Tableaux

Tableau 1 : composition chimique des deux aciers inoxydables austénitiques.....	20
Tableau 2 : représentation du profil et de la section d'une lime K et d'une lime H....	28
Tableau 3 : norme ISO des instruments endodontiques	33
Tableau 4 : résultats des paramètres étudiés au cours du protocole d'évaluation....	46

Thèse d'exercice : Chir. Dent. : Lille : Année 2019 – N°:

Capacités de mise en forme canalaire d'instruments endodontiques : un protocole d'évaluation / **VERRIEST Benjamin**. - p. (63) : ill. (27) ; réf. (54).

Domaines : Dentisterie restauratrice et endodontie

Mots clés Rameau : Protocole-Evaluation ; Endodontie-Instruments

Mots clés FMeSH : Endodontie-instrumentation ; Plan de recherche ; Endodontie-méthodes

Résumé de la thèse :

- Objectif : élaborer un protocole expérimental standardisé d'évaluation de l'efficacité de mise en forme canalaire d'instruments endodontiques qui pourra ensuite être utilisé pour comparer différents mono-instruments afin d'anticiper au mieux les biais susceptibles d'être rencontrés.
- Matériel et Méthode : 5 dents ont été sélectionnées puis traitées endodontiquement pour cette étude expérimentale. La durée de préparation canalaire a été enregistrée. Les dents ont été scannées en pré- et post-opératoire. Les volumes ont été reconstruits, repositionnés puis analysés pour évaluer les paramètres suivants : le volume de dentine coupée, la surface des parois canales non préparées et le transport canalaire.
- Résultats et discussion : les résultats sont majoritairement cohérents avec la littérature et permettent d'émettre des recommandations : standardiser au mieux les échantillons, la séquence instrumentale, les traitements numériques préliminaires des données micro-tomographiques et le protocole d'évaluation du transport canalaire (pas de méthode empirique), considérer la durée de mise en forme canalaire séparément de l'irrigation et définir clairement la fraction commune des volumes pré- et post-opératoires.
- Conclusion : cette étude expérimentale permet d'anticiper et de limiter les biais qui pourraient survenir lors d'une étude à plus grande échelle. A terme, une étude comparative de plusieurs mono-instruments de mise en forme canalaire pourra être réalisée sur un plus grand échantillon et pourra s'appuyer sur ce travail en tant que base méthodologique.

JURY :

Président : Monsieur le Professeur **E. DEVEAUX**

Assesseurs : Monsieur le Docteur **T. BÉCAVIN**
Monsieur le Docteur **L. ROBBERECHT**
Madame la Docteure **K. SY**