



BU bibliothèque Lyon 1

<http://portaildoc.univ-lyon1.fr>

Creative commons : Paternité - Pas d'Utilisation Commerciale -
Pas de Modification 2.0 France (CC BY-NC-ND 2.0)



<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/2.0/fr>

**UNIVERSITE CLAUDE BERNARD-LYON I
U.F.R. D'ODONTOLOGIE**

Année 2013

THESE N° 2013 LYO 1D 028

**T H E S E
POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE**

Présentée et soutenue publiquement le : Lundi 1 juillet 2013

par

DELAGE Simon

Né le 31 aout 1988, à Lons-le-Saunier (39)

**La préparation endodontique par instrument unique - Etude comparative in vitro de la mise
en forme canalaire du Protaper®/Wave One®**

JURY

Monsieur le Professeur Pierre Farge	Président
Madame le Professeur Dominique Seux	Assesseur
Madame le Docteur Anne-Gaëlle Chaux-Bodard	Assesseur
<u>Monsieur le Docteur Cyril Villat</u>	<u>Assesseur</u>

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON I

Président de l'Université
Vice-Président du Conseil Scientifique
Vice-Président du Conseil des Etudes et de Vie Universitaire
Directeur Général des Services

M. le Professeur F-N. GILLY
M. le Professeur P-G. GILLET
M. le Professeur P. LALLE
M. A. HELLEU

SECTEUR SANTE

Comité de Coordination des Etudes Médicales	Président : Mme la Professeure C. VINCIGUERRA
Faculté de Médecine Lyon Est	Directeur : M. le Professeur. J. ETIENNE
Faculté de Médecine et Maïeutique Lyon-Sud Charles Mérieux	Directeur : Mme la Professeure C. BURILLON
Faculté d'Odontologie	Directeur : M. le Professeur D. BOURGEOIS
Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques	Directeur : Mme la Professeure C. VINCIGUERRA
Institut des Sciences et Techniques de la Réadaptation	Directeur : M. le Professeur Y. MATILLON
Département de Formation et Centre de Recherche en Biologie Humaine	Directeur : M. le Professeur P. FARGE

SECTEUR SCIENCES ET TECHNOLOGIES

Faculté des Sciences et Technologies	Directeur : M. le Professeur F. DE MARCHI
UFR des Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives	Directeur : M. le Professeur C. COLLIGNON
Institut Universitaire de Technologie Lyon 1	Directeur : M. C. VITON, Maître de Conférences
Ecole Polytechnique Universitaire de l'Université Lyon 1	Directeur : M. P. FOURNIER
Institut de Science Financière et d'Assurances	Directeur : Mme la Professeure V. MAUME DESCHAMPS
Institut Universitaire de Formation des Maîtres De l'Académie de Lyon (IUFM)	Directeur : M. A. MOUGNIOTTE
Observatoire de Lyon	Directeur : M. B. GUIDERDONI, Directeur de Recherche CNRS
Ecole Supérieure de Chimie Physique Electronique	Directeur : M. G. PIGNAULT

FACULTE D'ODONTOLOGIE DE LYON

Doyen : M. Denis BOURGEOIS, Professeur des Universités
Vice-Doyen : Mme Dominique SEUX, Professeure des Universités

SOUS-SECTION 56-01:

PEDODONTIE

Professeur des Universités :
Maître de Conférences :

M. Jean-Jacques MORRIER
M. Jean-Pierre DUPREZ

SOUS-SECTION 56-02 :

ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

Maîtres de Conférences :

M. Jean-Jacques AKNIN, Mme Sarah GEBEILE-CHAUTY,
M. Laurent MORGON, Mme Claire PERNIER,
Mme Monique RABERIN

SOUS-SECTION 56-03 :

PREVENTION - EPIDEMIOLOGIE ECONOMIE DE LA SANTE - ODONTOLOGIE LEGALE

Professeur des Universités
Maître de Conférences

M. Denis BOURGEOIS
M. Bruno COMTE

SOUS-SECTION 57-01 :

PARODONTOLOGIE

Professeur des Universités Emérite :
Maîtres de Conférences :

M. Jacques DOURY
M. Bernard-Marie DURAND, Mme Kerstin GRITSCH
M. Pierre-Yves HANACHOWICZ,
M. Philippe RODIER,

SOUS-SECTION 57-02 :

CHIRURGIE BUCCALE - PATHOLOGIE ET THERAPEUTIQUE ANESTHESIOLOGIE ET REANIMATION

Maître de Conférences :

Mme Anne-Gaëlle CHAUX-BODARD, M. Thomas FORTIN,
M. Jean-Pierre FUSARI

SOUS-SECTION 57-03 :

SCIENCES BIOLOGIQUES

Professeur des Universités :
Maîtres de Conférences :

M. J. Christophe FARGES
Mme Odile BARSOTTI, Mme Béatrice RICHARD,
Mme Béatrice THIVICHON-PRINCE, M. François VIRARD

SOUS-SECTION 58-01 :

ODONTOLOGIE CONSERVATRICE - ENDODONTIE

Professeur des Universités :
Maîtres de Conférences :

M. Pierre FARGE, Mme Dominique SEUX
Mme Marion LUCCHINI, M. Thierry SELLI, M. Cyril VILLAT

SOUS-SECTION 58-02 :

PROTHESE

Professeurs des Universités :
Maîtres de Conférences :

M. Guillaume MALQUARTI, Mme Catherine MILLET
M. Christophe JEANNIN, M. Renaud NOHARET, M. Gilbert VIGUIE,
M. Stéphane VIENNOT, M. Bernard VINCENT

SOUS-SECTION 58-03 :

SCIENCES ANATOMIQUES ET PHYSIOLOGIQUES OCCLUSODONTIQUES, BIOMATERIAUX, BIOPHYSIQUE, RADIOLOGIE

Professeur des Universités :
Maîtres de Conférences :

M. Olivier ROBIN
M. Patrick EXBRAYAT, Mme Brigitte GROSGOGEAT,
Mme Sophie VEYRE-GOULET

A notre Président du Jury,

Monsieur le Professeur FARGE Pierre,

Professeur des Universités à l'UFR d'Odontologie de Lyon

Praticien-Hospitalier

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Sciences Odontologiques

Docteur de l'Université Lyon I

Docteur en Sciences Cliniques (Ph.D) de l'Université de Montréal

Habilité à Diriger des Recherches

Directeur du Département de Formation et Centre de Recherche en Biologie Humaine

Nous vous remercions de l'honneur que vous nous faites de présider ce jury. Nous saluons vos compétences, et votre dévouement. Nous vous prions de croire en notre profonde reconnaissance et respect.

A nos Juges,

Madame le Professeur SEUX Dominique,

Professeure des Universités à l'UFR d'Odontologie de Lyon

Praticien-Hospitalier

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université Lyon I

Habilitée à Diriger des Recherches

Responsable de la sous-section Odontologie Conservatrice - Endodontie

Vice-Doyen à l'UFR d'Odontologie de Lyon

Vous nous avez fait le plaisir de siéger parmi nos juges.

Votre gentillesse, votre disponibilité et vos conseils avisés nous ont accompagnés durant ces années de pratique.

Veillez trouver ici l'expression de la reconnaissance du précieux enseignement que vous nous avez inculqué.

Madame le Docteur CHAUX-BODARD Anne-Gaëlle,

Maître de Conférences à l'UFR d'Odontologie de Lyon

Praticien-Hospitalier

Docteur en Chirurgie Dentaire

Ancien Interne en Odontologie

Docteur de l'Université Grenoble 1

Nous vous remercions de nous faire le plaisir de votre présence au sein de ce jury.

Nous sommes très heureux de pouvoir vous témoigner notre reconnaissance pour votre disponibilité, votre gentillesse, vos compétences professionnelles et la qualité de votre enseignement dont nous garderons un excellent souvenir.

Acceptez par ces quelques mots l'expression de notre sympathie et de notre profonde gratitude.

A notre Directeur de Thèse,

Monsieur le Docteur VILLAT Cyril,

Maître de Conférences à l'UFR d'Odontologie de Lyon

Praticien-Hospitalier

Docteur en Chirurgie Dentaire

Ancien Interne en Odontologie

Docteur de l'Ecole Centrale Paris

Cher Docteur, nous vous remercions d'avoir accepté d'encadrer et de nous conseiller dans l'élaboration de ce travail.

En faisant appel à vous, nous pouvions compter sur votre bonne humeur, votre implication et votre dynamisme dont vous faites preuve au service d'odontologie conservatrice de Lyon.

Nous vous remercions pour le temps et l'énergie que vous avez donnés pour la réalisation de cette thèse.

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

TABLE DES MATIERES

1 INTRODUCTION	5
1.1 Les bases actuelles de l'endodontie.....	5
1.2 Apport des instruments en nickel-titane.....	6
1.3 Le principe du Crown-Down.....	7
1.4 Apport et particularités des instruments en nickel-titane destinés à la préparation canaulaire	7
1.5 La réciprocité	8
1.6 Un alliage spécifique : le M-WIRE®.....	8
1.7 Objectif de l'étude.....	9
2 PROTOCOLE EXPERIMENTAL	10
2.1 Matériels.....	10
2.1.1 Présentation des systèmes étudiés	10
2.1.2 Moteur WaveOne™	11
2.1.3 Nombre et type d'échantillons	12
2.2 Méthode.....	12
2.2.1 Méthode de traitement des images	12
2.2.2 Paramètres étudiés.....	12
2.2.3 Méthodologie d'étude du trajet canalaire.....	13
2.2.4 Méthodologie d'étude de la symétrie de préparation	14
2.2.5 Méthodologie d'étude de la surface préparée.....	16
2.2.6 Evaluation des aberrations canalaires.....	17
2.2.7 Résultat.....	17

3 REVUE DE LITTERATURE : ETUDE COMPARATIVE DES DIFFERENTS SYSTEMES SUR ENDO TRAINING BLOC ® 18

3.1	Introduction.....	18
3.2	Protocoles d'étude.....	18
3.2.1	Instrumentation évaluée	18
3.2.2	Caractéristiques des blocs étudiés	19
3.2.3	Critères évalués	20
3.2.4	Synthèse	20
3.3	Résultats des études.....	22
3.3.1	Méthode en rotation continue.....	22
3.3.2	Comparaison intersystèmes.....	23
3.3.3	Méthode en mouvement de réciprocité à instrument unique.....	24
3.3.4	Méthode en rotation continue versus méthode en mouvement de réciprocité à instrument unique.....	24
3.4	Synthèse et limite	25
3.4.1	Support	25
3.4.2	Méthode de préparation.....	26

4 Résultats..... 27

4.1	Etude du trajet canalaire obtenu avec instrumentations mécanisées multiples	27
4.1.1	La longueur de travail	27

4.1.2	Le calque	27
4.2	Etude du trajet canalaire obtenu avec instrumentations mécanisées uniques.....	28
4.2.1	La longueur de travail	28
4.2.2	Le calque	28
4.3	Comparaison des résultats entre les différents systèmes	28
4.3.1	La longueur de travail	28
4.3.2	Le calque	30
4.3.3	La surface de préparation	31
4.4	Aberrations canalaire.....	32
5 Discussion.....		32
5.1	Apport de l'essai présenté	32
5.2	Interprétation des résultats	33
5.3	Intérêt et limites des études <i>in vitro</i>	34
5.4	Intérêt et limites des études sur dents naturelles	34
Conclusion et perspectives.....		35
Annexe 1.....		36
	Le système Protaper®	36
	Géométrie des instruments	36
	Types d'instruments	36
	La séquence instrumentale standard.....	38

Le systèmeWaveOne®.....	39
Géométrie des instruments	39
Types d'instruments	39
La séquence instrumentale	39
ANNEXE 2 TABLEAUX DES VALEURS	41
BIBLIOGRAPHIE	53

1 INTRODUCTION

1.1 Les bases actuelles de l'endodontie

La finalité de tout traitement endodontique est de préserver la dent dans un état de santé permanent en prévenant les parodontites apicales ou en les éliminant si elles existent.

Comme dans toute discipline médicale l'anatomie est une notion fondamentale. Elle n'est pas figée dans le temps et en odontologie, elle est liée aux phénomènes physiopathologiques touchant la dent (sénescence et vieillissement dentinaire).

En 1974, Schilder a décrit les objectifs mécaniques qui conduisent à la réalisation d'une mise en forme canalaire permettant d'atteindre de façon optimale les objectifs biologiques (l'élimination du contenu organique du système canalaire : pulpe, germes, matière organique nécrosée, et le contenu minéral pathologique, tels les pulpolithes ou calcifications diverses) Ces objectifs mécaniques sont :

- La conicité canalaire dont le but est de donner une forme conique et régulière au système canalaire de l'orifice apical à l'orifice coronaire ce qui permettra :
 1. de faciliter le passage des instruments jusqu'au tiers apical en limitant les contraintes et en assurant un meilleur débridement par un meilleur contact de la partie active des instruments avec les parois.
 2. un meilleur renouvellement de la solution d'irrigation en facilitant la pénétration de la seringue d'irrigation et ainsi d'améliorer le flux-reflux de l'hypochlorite ou tout autre dispositif d'irrigation (Ultrason par exemple).
 3. de réaliser une obturation tridimensionnelle par une adaptation précise d'un cône de gutta dans les derniers millimètres apicaux ainsi que le scellement avec un ciment et d'assurer l'enfoncement des instruments de compactages quel que soit la technique d'obturation choisie.

- Le calque ou homothétie : La mise en forme canalaire doit se calquer à l'anatomie tridimensionnelle originelle. Cet objectif doit être réalisé dans une optique tridimensionnelle et non pas dans la seule direction mésio-distale vérifiable radiologiquement. Il ne s'agit pas de créer un nouveau canal mais de laisser « aspirer » les instruments lors de la préparation.

- Le respect du foramen et du diamètre apical :
 1. Le foramen apical doit conserver sa position spatiale originelle au niveau de la surface radiculaire. Il faut prendre conscience de l'importance de maintenir la courbure apicale. C'est pourquoi le foramen ne doit être ni déplacé, ni déchiré ou encore perdu. Il est aussi important d'éviter à la fois le transport externe et le transport interne. Le transport interne se produit lorsque l'on travaille en deçà de la longueur de travail. L'action de va-et-vient des instruments va alors créer une sédimentation de plus en plus compacte à l'apex et peut engendrer la création d'un épaulement, d'une marche ou encore aboutir à une perforation franche. Le transport externe se produit lui quand le passage des instruments se fait au-delà de la longueur de travail, le foramen se trouve alors strié, déchiré et déporté de sa position originelle.
 2. le diamètre du foramen doit être maintenu le plus petit possible jusqu'à trois fois la taille originale au maximum, ce qui confère au canal la résistance nécessaire pour réaliser une obturation canalaire tridimensionnelle en y confinant le matériau d'obturation.

1.2 Apport des instruments en nickel-titane

Les instruments endodontiques conventionnels usinés en acier inoxydable et de conicité définie par les normes ISO ont vite été limités par leur utilisation en endodontie en raison de leurs propriétés mécaniques qui ne permettent pas une utilisation sécurisée en rotation continue. Pour pallier aux problèmes induits par les instruments en acier inoxydable, de nouveaux instruments ont été conçus en alliage de Nickel titane (appelé NiTinol ou NiTi). Ce sont ces instruments qui se sont aujourd'hui imposés comme un complément indispensable à l'instrumentation traditionnelle lors de traitements endodontiques tant par leur gain de temps que la qualité de la préparation qu'ils induisent. De plus, de par leurs propriétés, ils propulsent moins de débris dans les tissus péri-apicaux ils permettent d'obtenir une meilleure régularité de préparations et conservent plus justement le trajet canalaire permettant un meilleur ajustage des maitres cônes.

Ainsi nous noterons quatre paramètres physiques importants :

- 1- La super-élasticité : du fait, de sa flexibilité, l'instrument en nickel titane respecte ainsi en permanence le trajet canalaire.

- 2- La mémoire de forme : l'application d'une contrainte, même faible entraîne une déformation relativement importante. Celle-ci est totalement réversible à la suppression de la contrainte.
- 3- La capacité de coupe : utilisés en rotation continue les instruments en nickel titane ont une capacité de coupe augmentée.
- 4- La résistance à la fracture : elle dépend du mode d'utilisation de l'instrument. Le Ni-Ti doit être utilisé sans effort et ne doit pas buter contre un obstacle canalaire. La rupture du Ni-Ti se produit selon un mode ductile lorsque la contrainte est trop importante.

Ces paramètres ont initialement été étudiés par Walia et coll (1988).

1.3 Le principe du Crown-Down

L'objectif des préparations crown down est d'éliminer les contraintes au niveau coronaire du canal afin de pouvoir préparer le tiers apical dans les meilleures conditions. Ce n'est qu'après la mise en forme et la désinfection du tiers coronaire et moyen du canal que le tiers apical est soumis à la préparation instrumentale. C'est pourquoi les séquences instrumentales se font des instruments de plus gros diamètre et de plus grande conicité vers les plus faibles (Morgan et coll, 1984).

Elles permettent une descente corono-apicale progressive des instruments. Cette technique est actuellement la technique de référence et la seule possible pour mettre en forme un canal avec des instruments rotatifs. Les séquences d'instruments utilisables en longueur dite « unique » (ProTaper®, Alphakite®, Endosequence®) nécessitent quand même le passage préalable d'un instrument de préparation du tiers coronaire soit par un instrument spécifique soit par le profil même de l'instrument.

1.4 Apport et particularités des instruments en nickel-titane destinés à la préparation canalaire

La confection d'une séquence instrumentale « monoinstrument » a été élaborée afin d'associer la mise en forme corono-apicale et le maintien de la perméabilité du trajet canalaire à une séquence instrumentale réduite et simple à mettre en œuvre. Ces systèmes permettent de mettre en forme un canal en peu de temps, de façon très sécurisante pour le praticien (Yared et coll, 2008). L'intérêt de ces instruments permet un gain de temps et une reproductibilité des résultats obtenus. Le temps ainsi gagné doit cependant être utilisé pour optimiser la phase finale d'irrigation qui est

en fait la seule étape qui permet d'assurer la désinfection du canal. En effet, la préparation mécanique ne participe que très peu à la désinfection du système endodontique. Elle permet cependant à la solution d'irrigation de descendre profondément dans le canal radiculaire et d'assurer ainsi son rôle (Walia et coll, 1988).

1.5 La réciprocité

La simplification des séquences instrumentales pour aboutir à des préparations « monoinstrument » nécessite l'adaptation du mouvement de rotation. Des moteurs spécifiques ont donc été conçus afin d'appliquer un mouvement particulier dit de « réciprocité ». Le but de ce mouvement est de réaliser en toute sécurité et simplicité, une mise en forme canalaire de qualité à l'aide d'un seul instrument, pour cela les instruments seront utilisés avec un mouvement unique alternant rotation anti-horaire et horaire :

- L'instrument coupe d'abord en sens anti-horaire puis se désengage en sens horaire.
- Le fait d'utiliser un grand angle de rotation dans le sens de coupe accroît l'efficacité de l'instrument, tandis que l'angle plus fermé adopté en sens inverse facilite la progression de la lime WaveOne® dans le canal, tout en respectant l'anatomie initiale du système endodontique. Ce mouvement réduit également l'effet de vissage et donc le risque de fracture de l'instrument. (brochure DentsplyMaillefer WaveOne®)
- Les angles de rotation sont précis et spécifiques à la conception de l'instrument il est de 170° dans le sens horaire et 50° dans le sens anti-horaire pour le WaveOne™ (DentsplyMaillefer, Ballaigue, CH) et de 150° dans le sens anti-horaire et de 30° dans le sens horaire pour le Reciproc™ (Dentsply, Tulsa, USA).
- Ces angles ont été calculés selon la limite élastique de l'instrument.

La réciprocité a été étudiée par (Yared et coll, 2008) lors d'observations préliminaires.

Néanmoins, il existe 1 type d'instrument ne nécessitant pas de mouvement de réciprocité mais un mouvement de rotation continue conventionnel : le OneShape® (MicroMéga, Besançon, France).

1.6 Un alliage spécifique : le M-WIRE®

Cet alliage en Nickel Titane a été conçu pour répondre aux exigences mécaniques de l'endodontie à instrument unique et de leur mouvement de réciprocité. Ainsi le M-WIRE® offre une flexibilité et

une résistance à la fatigue cyclique plus grande que les autres alliages en NiTi. Ainsi de par leur flexibilité les instruments en M-WIRE® permettent de respecter la morphologie canalaire tout en diminuant les risques de transports, et de par leur résistance à la fatigue cyclique offrent une plus grande sécurité au praticien (Ye et coll, 2012).

1.7 Objectif de l'étude

L'apparition de ces nouveaux instruments et le réel engouement provoqué par ces systèmes ne doit pas nous faire oublier qu'il est nécessaire de valider leur utilisation de manière expérimentale et de comparer les données à un instrument « standard ». Ainsi le but de cette étude est d'observer différents paramètres de préparation endodontique tels que le trajet canalaire, la surface de préparation, la longueur de travail ainsi que les aberrations canalaires, lors de préparations canalaires au moyen du nouveau système « monoinstrument » qu'est le WaveOne™. Ce système sera comparé au système endodontique de rotation continue classique qu'est le ProTaper™.

2 PROTOCOLE EXPERIMENTAL

2.1 Matériels

2.1.1 Présentation des systèmes étudiés

Lors de cette étude nous étudierons deux systèmes dont la forme, la géométrie (notamment une section triangulaire convexe pour le Protaper® et une section triangulaire concave dans les 4 derniers mm puis une section triangulaire convexe dans le reste de la partie active pour le WaveOne®) et les séquences instrumentales varient (voir annexe 1). Il apparaît cependant que la forme du WaveOne® se rapproche de celle des finishing files du Protaper®. Chaque système sera alors utilisé pour un seul échantillon.

De plus compte tenu de l'utilisation d'endos trainings blocs® les séquences se dérouleront de la manière suivante :

- Les blocs sont calibrés afin de laisser passer une lime de 15/100^{ème} de mm, puis la préparation initiale est complétée par le passage de lime de cathétérisme mécanisées en Ni-Ti (Pathfile®, Maillefer, Ballaigues, CH).
- L'utilisation de chélatant et solvant tel le Glyde® ne sera pas nécessaire en l'absence de matière minérale et organique.
- Après l'utilisation de chaque instrument, nous utiliserons une solution d'irrigation (solution d'alcool modifié qui sera utilisée comme solution de nettoyage et pour sa capacité d'évaporation afin de ne pas gêner lors du scanne) et nous vérifierons la perméabilité apicale à l'aide d'une lime n°8.
- Les séquences instrumentales de chaque système seront les suivantes :
 - Le système ProTaper®
 1. Mise en forme du tiers coronaire du canal à l'aide d'un shaping file S1 par un mouvement de brossage pariétal en appui contre la paroi externe de la courbure jusqu'à la longueur de travail.
 2. Mise en forme du tiers médian du canal à l'aide d'un shaping file S2 par un mouvement de brossage pariétal en

appui contre la paroi externe de la courbure jusqu'à la longueur de travail.

3. Mise en forme du tiers apical à l'aide d'un finishing file F1 par introduction douce de l'instrument jusqu'à l'apex puis retrait immédiat.
4. Mise en forme du tiers apicale à l'aide d'un finishing file F2 (de diamètre apicale de 25/100^e) par introduction douce de l'instrument jusqu'à l'apex puis retrait immédiat.

➤ Le système WaveOne®

Etant donné le passage de limes 15 centièmes dans chaque bloc, nous considèrerons que les canaux ne sont pas fins et devrons nécessiter le passage du Wave-One® primaire.

1. Utilisation du WaveOne® primaire (de diamètre apicale de 25/100^e), bague rouge, en faisant de petits mouvements verticaux de va-et-vient (« picking »).
2. Retrait de la lime tous les 4 ou 5 mouvements pour la nettoyer.
3. Rinçage du canal. Répétition de l'opération (en général 2 ou 3 fois) jusqu'à ce que la lime atteigne la longueur de travail.
4. Mise en forme complétée par un mouvement de brosse sur les parois pour élargir la préparation dans le tiers coronaire.

2.1.2 Moteur WaveOne™

Pour la réalisation de l'étude nous utiliserons le moteur X SMART PLUS, qui permet à la fois l'utilisation en rotation continue pour le ProTaper® et l'utilisation en réciprocité pour le WaveOne™, tout cela grâce à des programmes pré-enregistrés par le fabricant. De plus, l'ensemble des instruments sera utilisé à la vitesse et au couple recommandé par le fournisseur. Cependant, étant donné la dureté plus importante des blocs résines, une augmentation du couple de 0,4 N/CM a dû être pratiquée pour éviter les blocages lors du passage des limes F1 ET F2 pour le ProTaper®.

2.1.3 Nombre et type d'échantillons

Les blocs d'apprentissage :

Les blocs d'apprentissage sont fabriqués en utilisant des pointes d'argent pré-courbées de taille prédéterminée. Ces pointes sont placées dans un gabarit correspondant à la courbure désirée, puis placées dans un four préchauffé à 300°C durant 2 heures. Elles sont ensuite placées sur un support qui les maintient dans un même plan, puis incluse dans de la résine transparente. Après refroidissement et séchage complet, les pointes d'argent sont retirées, et leurs empreintes forment le « canal » des blocs d'apprentissage. Les blocs de résine sont ensuite découpés de manière à ce que le canal s'ouvre sur une de ses bases, et sur une face latérale (Schäfer et coll, 1995).

2.2 Méthode

50 blocs seront préparés soit 25 par système. Les blocs ont une longueur N de 10 mm avant la courbure et un rayon de courbure X de 30° (voir figure 6).

Chaque bloc sera identifié par des perforations situées sur une ou deux parois latérales.

2.2.1 Méthode de traitement des images

Chaque bloc est scanné avant et après préparation à l'aide d'un scanner EPSON expression 1640XL de définition 6400 dpi. Chaque image est ensuite traitée à l'aide du logiciel MesurimPro © version 3.2 de Jean François Madre (ac-amiens.).

Toutes les mesures sont faites perpendiculairement à l'axe du canal afin d'obtenir des mesures reproductibles.

Enfin les couples de photographies sont superposés à l'aide du même logiciel par l'intermédiaire des points de repère fraisés dans chaque bloc.

2.2.2 Paramètres étudiés

Quatre paramètres sont étudiés à l'aide du logiciel :

- Trajet canalaire – Longueur de travail
- Symétrie de préparation

- Surface de préparation
- Aberrations canalaire

2.2.3 Méthodologie d'étude du trajet canalaire

Le changement de longueur de travail est déterminé en soustrayant la longueur finale de chaque canal après préparation à la longueur initial du canal. Cette longueur est mesurée en faisant la moyenne de la longueur de la courbe la plus externe au canal et de la longueur de la courbe la plus interne (Figure 1).

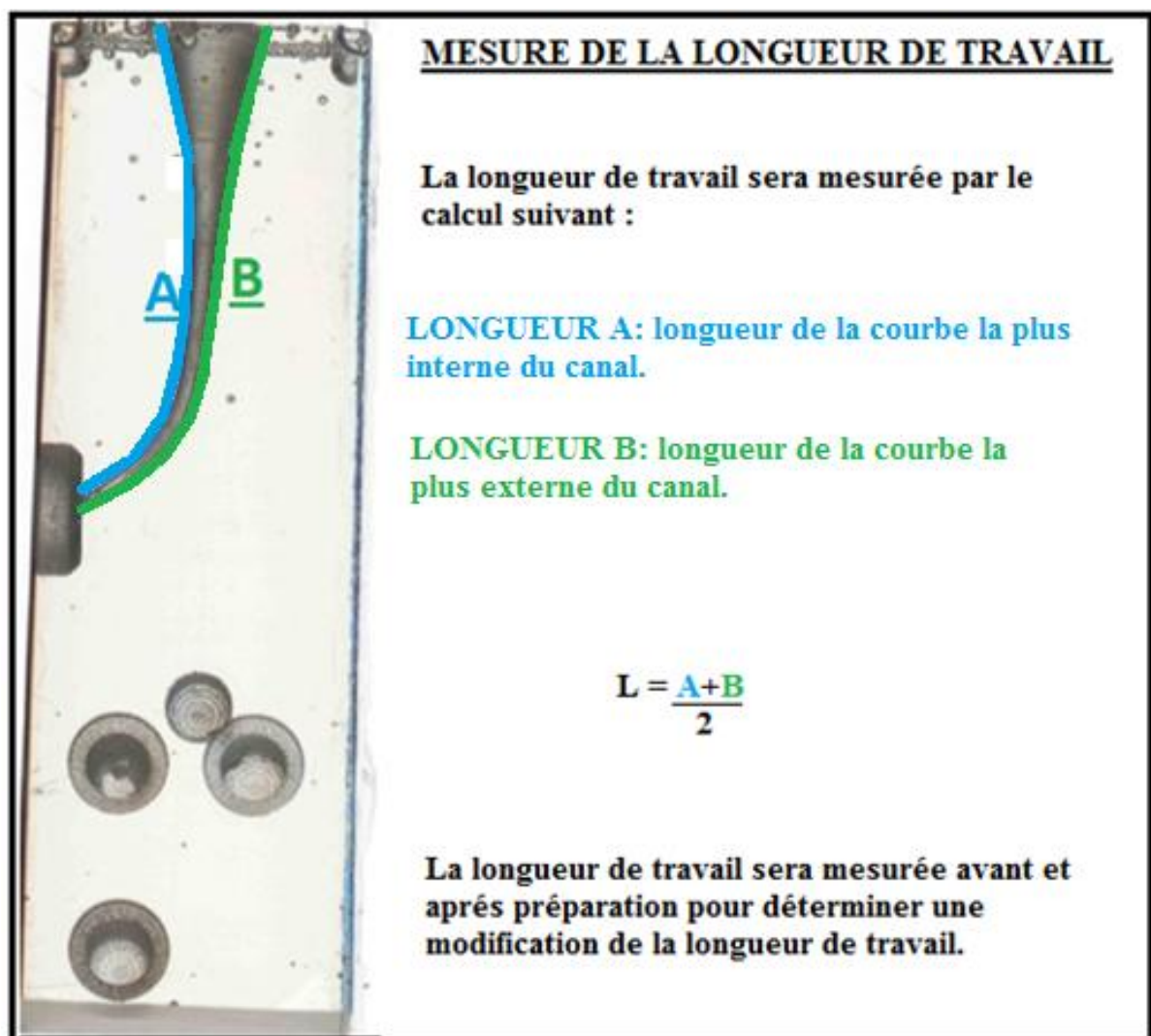


Figure 1 : Schéma expliquant la mesure de la longueur de travail.

2.2.4 Méthodologie d'étude de la symétrie de préparation

La préparation est observée par comparaison des configurations canalaires avant et après instrumentation.

Ainsi, une image composée est produite par la superposition des images pré et post instrumentation à l'aide du logiciel MesurimPro®. De plus, des mesures sont prises en chacun des cinq points prédéfinis tant sur l'intérieur que l'extérieur de la courbure (Figure 2).

La symétrie de la préparation est évaluée en soustrayant la quantité de « la dentine » enlevée sur le côté extérieur de celui de la dentine enlevée sur le côté intérieur. La mesure de la quantité de résine enlevée se fera en cinq points de référence sur chaque axe médian de la racine simulée selon la méthode décrite par (Calberson et coll, 2004) (Figure 3).

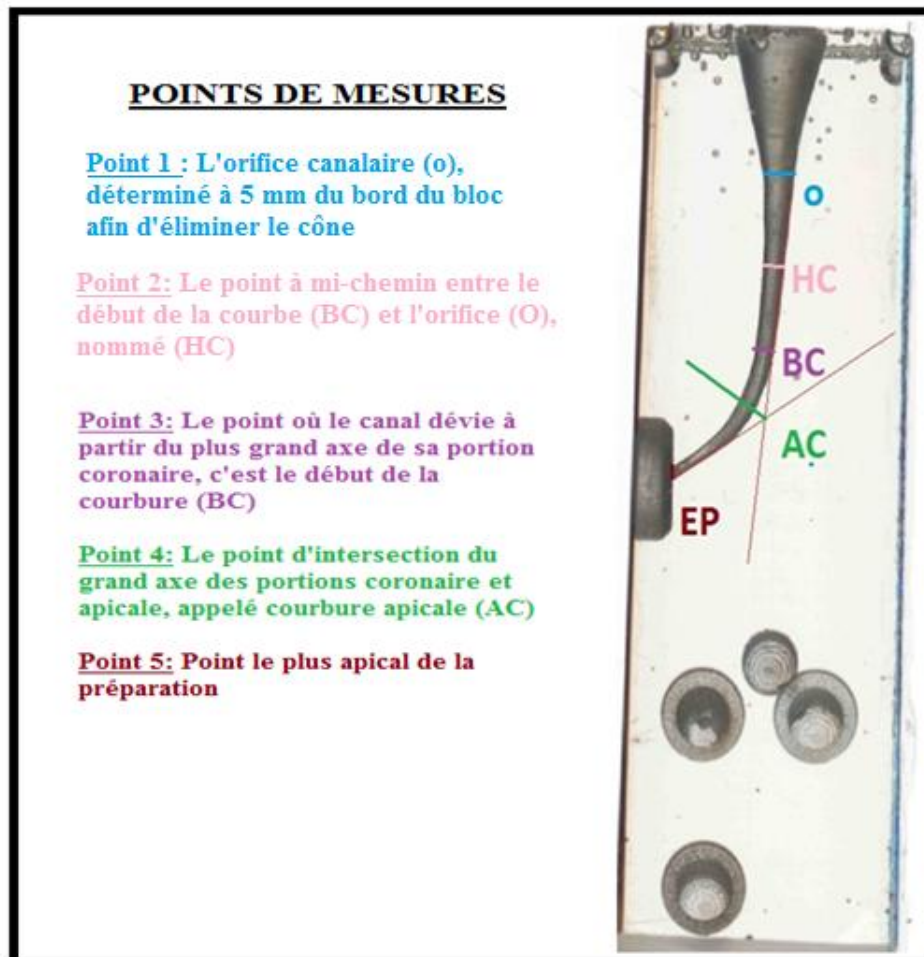


Figure 2 : Schéma explicatif de la position des différentes mesures de la symétrie de préparation.

ETUDE DE LA SYMETRIE CANALAIRE

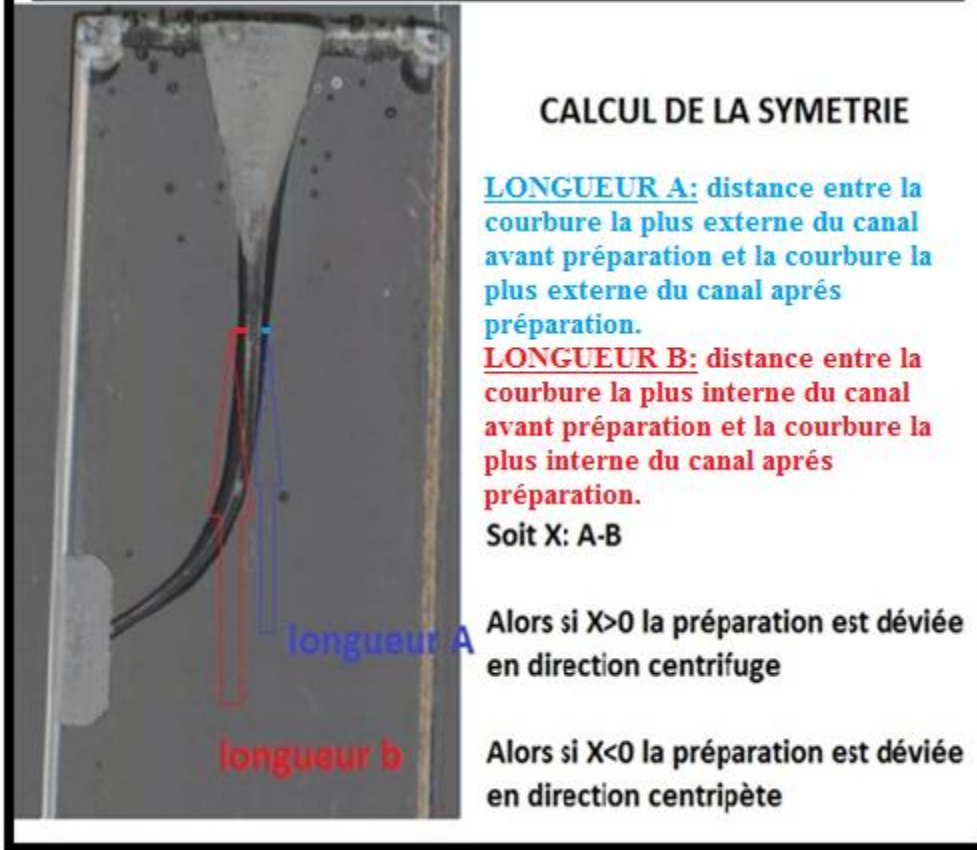


Figure 3 : Schéma explicatif des mesures de la symétrie de préparation.

2.2.5 Méthodologie d'étude de la surface préparée

La surface de préparation est étudiée après traitement d'image. Les mesures seront faites automatiquement après délimitation de la zone à mesurer selon la couleur de la zone indiquée (Figure 4).

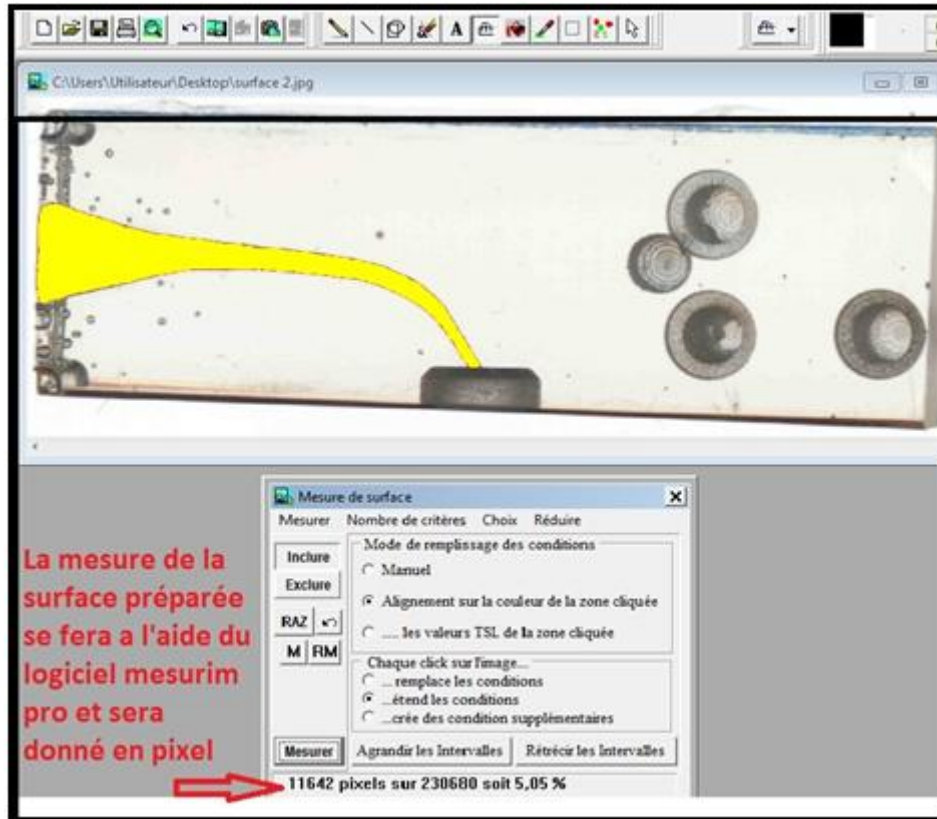


Figure 4 : Schéma de la méthode de traitement d'image du logiciel mesurim pour les surfaces .

Cependant, nous ne mesurerons pas la surface totale du canal mais seulement la partie du canal préparée par les instruments (figure 5).

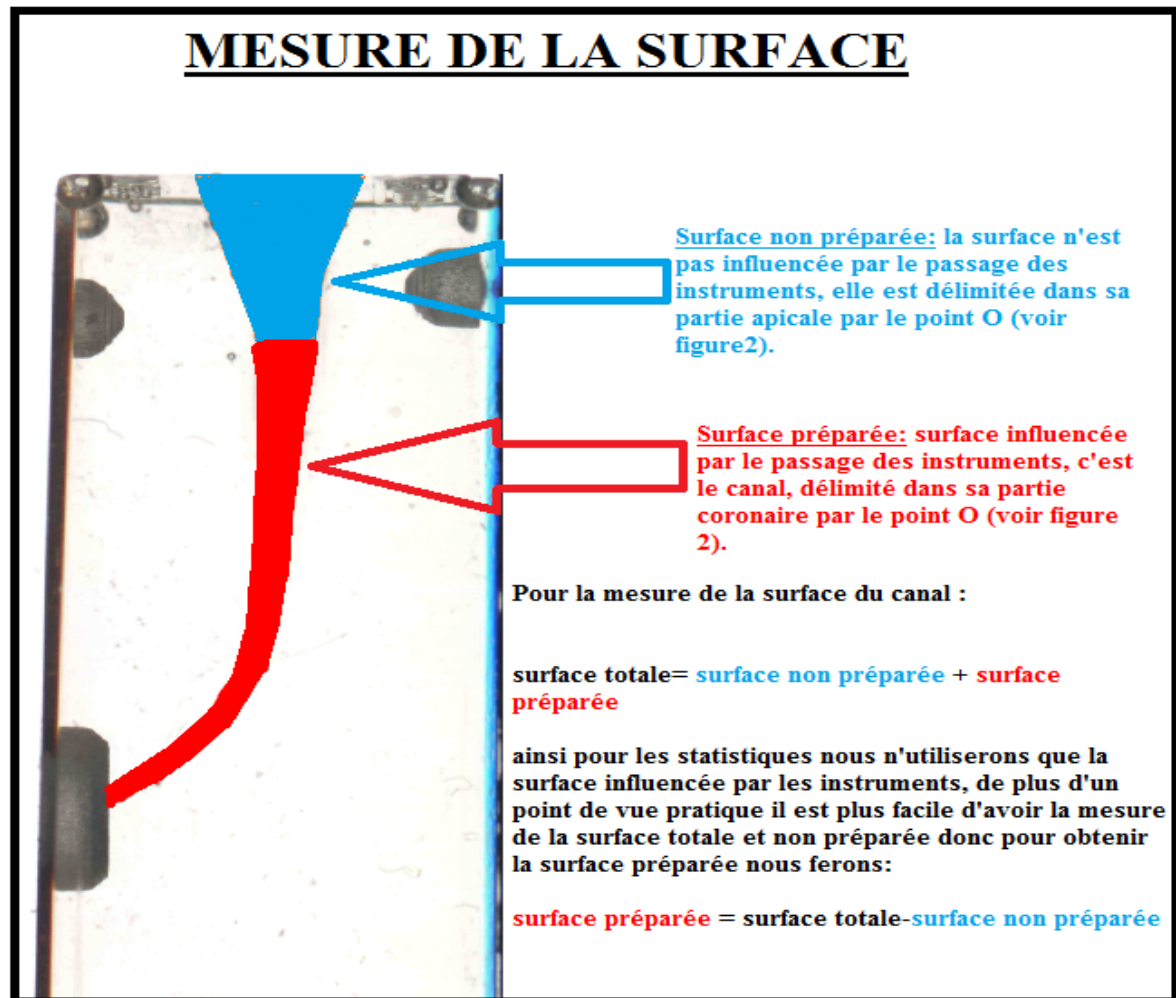


Figure 5 : Schéma explicatif de la méthode de mesure de la surface du canal.

2.2.6 Evaluation des aberrations canalaires

Enfin, une évaluation des aberrations canalaires est faite afin de mettre en évidence la présence de : perforations, butées, zips, sur-extensions.

2.2.7 Résultat

L'analyse statistique est réalisée pour chaque paramètre par un t test de Student au moyen du logiciel Statview®. Ainsi, lorsque $p < 0.05$, nous considérerons que la différence est faiblement significative et lorsque $p < 0.001$, cette différence sera hautement significative.

3 REVUE DE LITTÉRATURE : ETUDE COMPARATIVE DES DIFFERENTS SYSTEMES SUR ENDO TRAINING BLOC ®

3.1 Introduction

Si de nombreuses études ont été réalisées concernant les systèmes à séquences multi-instrumentales, peu d'études concernent les systèmes à instrument unique. De plus, la plupart étudie les instruments eux-mêmes dans leur changement de forme et leur résistance à la fatigue, ou encore les études portent sur dents naturelles. C'est pourquoi nous avons décidé de limiter cette revue de littérature à 16 articles concernant uniquement les études sur matériel en rotation continue et leur incidence lors de préparations sur EndoTraining Bloc®.

3.2 Protocoles d'étude

3.2.1 Instrumentation évaluée

Les instruments utilisés en rotation continue évalués sont les systèmes

- ProFiles® (Thompson et Dummer, 1997 ; Yun et coll, 2003 ; Ayar et coll, 2004)
- ProTaper® (Schäfer et Vlassis, 2004 ; Yun et coll, 2003 ; Berutti et coll, 2011 ; Burklein et coll, 2012 ; Calberson et coll, 2004)
- K3® (Schäfer et coll, 2006 ; AYAR et coll, 2004)
- Lightspeed® (Thompson et Dummer , 1997)
- RaCe® (Schäfer et coll, 2006 ; Schäfer et Vlassis, 2004)
- Mtwo®(Schäfer et coll, 2006)
- GT™ (Yun et coll, 2003 ; Burklein et coll, 2012)
- Quantec® (Yun et coll, 2003)

Les instruments utilisés en rotation continue (mouvement de réciprocity) à instrument unique sont :

- WaveOne® (Berutti et coll, 2012 ; Berutti et coll, 2012 ; Burklein et coll, 2012 ; Yun et coll, 2013)
- Reciproc® (Burklein et coll, 2012 ; Yun et coll, 2013)

3.2.2 Caractéristiques des blocs étudiés

Les différences principales entre les blocs utilisés pour les différentes études résident dans la longueur rectiligne du « canal » avant la courbure et l'angle de courbure.

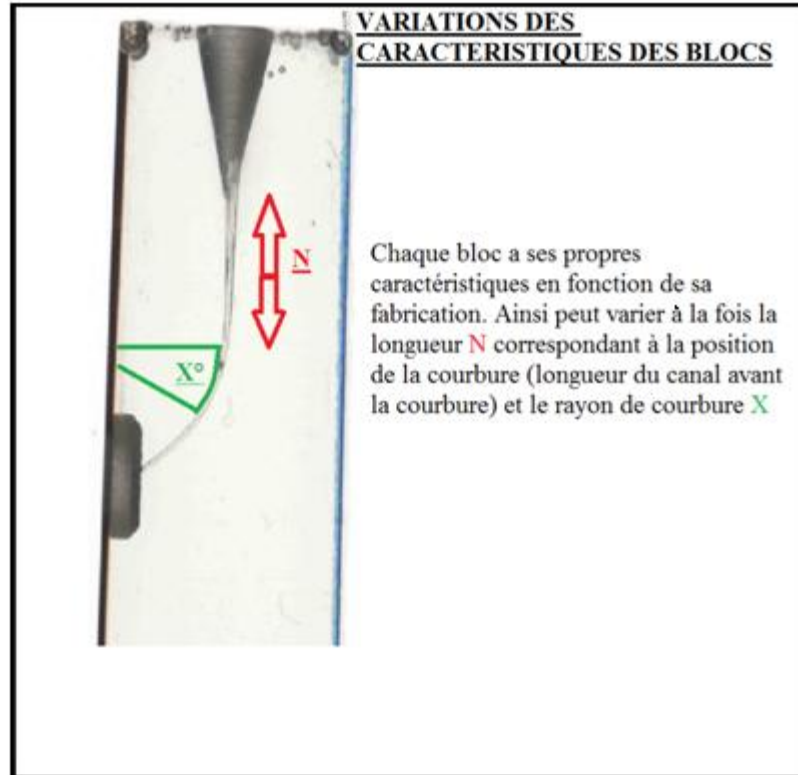


Figure 6 : Caractéristiques des « endo training bloc® »

Ainsi selon les études nous remarquerons :

- Blocs (N : 8 ; X : 20°) + (N : 8 ; X : 40°) + (N : 12 ; X : 20°) + (N : 12 ; X : 40°) : Thompson et Dummer, 1997
- Blocs (N : 5.5 ; X : 28°) + (N : 5 ; X : 35°) : Schäfer et coll, 2006 ; Schäfer et Vlassis, 2004
- Blocs (N : 5 ; X : 35°) : Yun et coll, 2003
- Blocs (N : 3 ; X : 30°) + (N : 5 ; X : 20°) : Ayar et coll, 2004
- Blocs (N : 10 ; X : 30°) : Berutti et coll, 2012

3.2.3 Critères évalués

Les critères étudiés ont été :

- **Modification de la longueur de travail** : Thompson et Dummer, 1997 ; Schäfer et coll, 2006 ; Schäfer et Vlassis, 2004 ; Yun et coll, 2003 ; Ayar et coll, 2004 ; Berutti et coll, 2011.
- **Temps de préparation** : Thompson et Dummer, 1997 ; Schäfer et coll, 2006 ; Schäfer et Vlassis, 2004 ; Yun et coll, 2003 ; Burklein et coll, 2012.
- **Préparation du foramen apical** : Ayar et coll, 2004.
- **Fracture instrumentale** : Thompson et Dummer, 1997 ; Schäfer et coll, 2006 ; Schäfer et Vlassis, 2004 ; Yun et coll, 2003 ; Burklein et coll, 2012
- **Obstruction canalaire** : Thompson et Dummer, 1997.
- **Aberrations canalaires (perforations, butées...)** : Thompson et Dummer, 1997 ; Schäfer et coll, 2006 ; Schäfer et Vlassis, 2004 ; Yun et coll, 2003.
- **Modification de la courbure canalaire** : Berutti et Coll, 2012 ; Berutti et coll, 2012
- **Symétrie de la préparation** : Thompson et Dummer, 1997 ; Schäfer et coll, 2006 ; Schäfer et Vlassis, 2004 ; Yun et coll, 2003 ; Ayar et coll, 2004 ; Berutti et coll, 2012 ; Berutti et coll, 2012.

3.2.4 Synthèse

Si certains critères comme la longueur de travail, l'étude des aberrations canalaires ou encore la symétrie de la préparation sont très souvent étudiés, d'autres comme la modification de la courbure ou la préparation foraminale le sont très peu (figure7).

Ainsi, si certains critères semblent pertinents par la reproductibilité des résultats (symétrie de préparation, modification de la courbure, diamètre apical) du fait que les blocs de résines sont calibrés, d'autres le sont à un degré moindre et servent surtout à éviter les biais lors des études (aberrations canalaires, fracture instrumentale). Ces deux derniers critères sur blocs de résine sont opérateur dépendants et résultent le plus souvent d'un non-respect du protocole expérimental.

Etude	nombre de blocs	caractéristiques des blocs	Instrumentation évaluées	critères évalués
Thompson (a, 1997b)	40	(N:8 ; X :20°)+(N:8;X :40°)+(N:12;X :20°)+(N:12;X :40°)	lightspeed®	Modification de la longueur de travail, Temps de préparation, Fracture instrumentale, Obstruction canalaire, Aberrations canales (perforations, butées...), Symétrie de la préparation
Thompson (c, 1997d)	40	(N:8 ; X :20°)+(N:8;X :40°)+(N:12;X :20°)+(N:12;X :40°)	Profile®	Modification de la longueur de travail, Temps de préparation, Fracture instrumentale, Obstruction canalaire, Aberrations canales (perforations, butées...), Symétrie de la préparation
Calberson (2004)	40	(N:8 ; X :20°)+(N:8;X :40°)+(N:12;X :20°)+(N:12;X :40°)	Protaper®	Symétrie canalaire, Fracture instrumentale, Aberrations canales.
Schäfer (2006)	120	(N: 5.5 ; X : 28°) + (N: 5 ; X : 35°)	Mtwo®, K3®, RaCe®	Modification de la longueur de travail, Temps de préparation, Fracture instrumentale, Aberrations canales (perforations, butées...), Symétrie de la préparation.
Schäfer (2004)	96	(N: 5.5 ; X : 28°) + (N: 5 ; X : 35°)	RaCe®, Protaper®	Modification de la longueur de travail, Temps de préparation, Fracture instrumentale, Aberrations canales (perforations, butées...), Symétrie de la préparation.
Yun (2003)	48	(N : 5 ; X : 35°)	Profile®, GT™, Quantex®, Protaper®	Modification de la longueur de travail, Temps de préparation, Fracture instrumentale, Aberrations canales (perforations, butées...), Symétrie de la préparation.
Ayar (2004)	40	(N: 3; X : 30°) + (N: 5; X: 20°)	Profile®, K3®	Modification de la longueur de travail, Préparation du foramen apical, Fracture instrumentale, Symétrie de la préparation.
Berutti (a, 2012)	30	(N: 10 ; X: 30°)	WaveOne®	Modification de la longueur de travail, Modification de la courbure canalaire, Symétrie de la préparation.
Berutti (b, 2012)	30	(N: 10 ; X: 30°)	WaveOne®, Protaper®	Modification de la longueur de travail, Modification de la courbure canalaire, Symétrie de la préparation.
Burklein (2012)	80	dents	WaveOne®, Protaper®, Reciproc®, Mtwo®	Temps de préparation, Fracture instrumentale, Symétrie de la préparation, Nettoyage canalaire.
Lim (2013)	40	(N=6 ; X : 45°)	WaveOne®, Reciproc®	Symétrie canalaire, Fracture instrumentale.

Figure 7 : Tableau synthétique des principaux protocoles d'études.

3.3 Résultats des études

3.3.1 Méthode en rotation continue

3.3.1.1 Instruments Lightspeed Ni-Ti (Thompson et Dummer, a, 1997b)

Lors de leur étude, Thompson et Dummer ont comparé le comportement des instruments sur des blocs de différentes courbures. Il en résulte que :

- Le temps de préparation n'est pas significativement modifié quelle que soit la courbure.
- les instruments ne subissent pas de fractures (cette notion est à relativiser par le fait que les instruments ne sont utilisés qu'une fois).
- De plus, aucun résultat significatif n'a pu être mis en évidence concernant la perte (7/40), le gain (15/40) ou le maintien (17/40) de la longueur de travail.
- Enfin, le système permet avec efficacité d'obtenir un stop apical.

Lors de leur étude sur ce système Thompson et Dummer n'ont pas répertorié d'aberrations canalaire et ont comparé leurs résultats à d'autres techniques pour conclure que ce système était plus sûr dans la conservation de la géométrie canalaire que les techniques manuelles. De plus, quelle que soit la courbe, le système n'a pas montré de réelle différence en ce qui concerne la préservation de la courbure canalaire.

3.3.1.2 Instruments Profile® (Thompson et Dummer, c, 1997d)

Thompson et Dummer ont également étudié le système Profile® de la même manière que précédemment et il en résulte que :

- la préparation des canaux simulés est rapide sans blocage avec un nombre limité de perte de longueur de travail et les différences de courbure n'ont pas interféré avec ces différents paramètres.
- une plus grande quantité de matière a été enlevée au niveau externe de la courbure ce qui contraste avec le modèle de préparation manuelle.

3.3.1.3 Instruments Protaper® (Calberson et coll, 2004)

Lors de son étude en 2004 Calberson remarque que l'utilisation du Protaper® montre:

- Une mise en forme reproductible effilée et lisse.
- Une direction de préparation plus dépendante de la longueur du canal avant la courbure que la courbure elle-même. Ainsi, il a mis en évidence une tendance du système à être plus travaillant sur la partie interne du canal jusqu'à l'utilisation du F1. Cependant, l'utilisation des limes F2 et F3 permettent de redresser l'axe du canal. Enfin, si ces instruments permettent le redressement du canal, il faut noter un plus grand risque d'aberrations canalaire et de déformations induites notamment avec le F3.

3.3.2 Comparaison intersystèmes

3.3.2.1 Instruments Mtwo® versus K3® versus RaCe® (Schäfer et coll, 2006)

Il résulte que les instruments Mtwo® préparent les canaux plus rapidement que les deux autres systèmes. La préparation semble plus fiable et mieux centrée avec le Mtwo. Cependant, aucune différence n'a été mise en évidence dans la perte de longueur de travail, et aucun des trois systèmes n'a entraîné de bouchon apical.

3.3.2.2 Instruments Protaper® versus RaCe® (Schäfer et coll, 2004)

Dans cette étude, les deux systèmes ont préparé les canaux avec la même rapidité et la même fiabilité (deux fractures pour Protaper® contre trois pour le RaCe®). Cependant le système RaCe® conserve la courbure apicale avec plus de fiabilité que le système Protaper® qui tend à sur-préparer le canal dans sa portion extérieure.

3.3.2.3 Instruments Profile® versus GT™ versus Quantex® versus Protaper® (Yun et coll, 2003)

Dans cette étude, il a été mis en évidence que le système Protaper® a pris significativement moins de temps de préparation, a enlevé plus de matière dans la portion interne du canal, a donc diminué la courbure du canal et a subi plus de déformations que les autres systèmes.

3.3.2.4 Instruments Profile® versus K3® (Ayar et coll, 2004)

Dans cette étude que ce soit l'un ou l'autre des systèmes dans les deux types de canaux, la préparation est plus importante au niveau de la courbe externe qu'au niveau de la courbe interne de la courbure.

3.3.3 Méthode en mouvement de réciprocité à instrument unique

3.3.3.1 Instruments WaveOne® (Berutti et coll, 2012)

Dans cette étude Berutti recherche une différence dans la préparation au WaveOne® avec ou sans Glyde®. Cependant, les résultats sont à nuancer par le fait que la résine n'est pas de même composition qu'une dent. Par ailleurs, cette étude permet de montrer les tendances. Ainsi, avec l'utilisation de Glyde® moins de déformations canalaires ont été observées. Donc, si le système WaveOne® répond à une exigence de simplification de traitement, il semble préférable d'utiliser un chélatant et de bien choisir la taille du WaveOne® utilisé afin d'éviter de trop grandes flexions de l'instrument.

3.3.4 Méthode en rotation continue versus méthode en mouvement de réciprocité à instrument unique

3.3.4.1 Instruments WaveOne® versus Protaper® (Berutti et coll, 2012)

Cette étude comparative affirme que les préparations avec le WaveOne® permettent de maintenir le canal dans sa position originelle avec moins de modifications de la courbure et tout cela grâce au mouvement de réciprocité associé à la géométrie des instruments.

3.3.4.2 Instruments WaveOne® versus Protaper® et Reciproc® versus Mtwo® (Burklein et coll, 2012)

Contrairement à l'étude précédente, Burklein n'a pas mis en évidence de différence significative entre les systèmes étudiés concernant le maintien de la position canalair et la sécurité de préparation (aucune fracture observée).

3.3.4.3 Instruments WaveOne® versus Reciproc® (Lim et coll, 2013)

Dans cette étude, Lim et coll en comparant l'utilisation du WaveOne® et du Reciproc® avec ou sans l'utilisation de glide-path® démontrent qu'il y existe une différence significative dans le maintien du centrage du canal dans les premiers mm du canal avec le WaveOne® sans l'utilisation de glyde-path®.

3.4 Synthèse et limite

3.4.1 Support

Un des principaux problèmes lors de l'utilisation d'une instrumentation mécanisée dans des blocs en résine est la chaleur générée, qui peut ramollir la résine (Kum et coll, 2000) et conduire à la liaison des lames coupantes et à la séparation de l'instrument (Thompson et Dummer, 1997).

Par ailleurs, contrairement aux petits débris dentinaires formés lors de la préparation canalaire d'une dent extraite, les débris de résines générés par la préparation des canaux radiculaires simulés dans les blocs d'apprentissage ont tendance à s'accumuler et à bloquer la portion apicale du canal. Ils semblent être éliminés plus efficacement par une irrigation sous faible pression. En effet, quand la solution d'irrigation est introduite sous des pressions plus élevées, les débris semblent être propulsés vers l'apex et le boucher, au lieu d'être éliminés en direction coronaire (Lim et Webber, 1985).

Cependant, la différence de déviations canalaires lors de la préparation de dents extraites et lors de la préparation de canaux simulés en blocs d'apprentissage n'est pas significative. Les formes des canaux préparés sur ces deux types de supports apparaissent comparables, aussi bien quantitativement que qualitativement (Lim et Webber, 1985).

Ainsi, les canaux simulés dans des blocs de résine sont un modèle expérimental valable pour l'étude de la forme de la préparation des canaux radiculaires, comme l'ont démontré (Lim et Webber, 1985).

Enfin, ils permettent également pour un même instrument de comparer son comportement vis-à-vis de canaux calibrés de différentes courbures ce qui serait impossible sur dent naturelle.

3.4.2 Méthode de préparation

En préparation mécanisée, concernant les fractures instrumentales, le risque augmente avec le nombre d'utilisations de l'instrument. Il est en particulier beaucoup plus important à partir de cinq utilisations. Le problème ne se pose cependant pas pour l'instrument unique. En revanche, une pression trop forte exercée sur l'instrument produit un échauffement pouvant conduire à sa fracture (Sonntag et coll, 2003).

Enfin, si les études ont des résultats concordants concernant les méthodes rotatives à instruments multiples, le manque d'études comparatives incluant une méthode à instrument unique ne permet pas d'aboutir à la même conclusion.

4 Résultats

L'ensemble des valeurs est représenté dans les tableaux de l'annexe 3 .

4.1 Etude du trajet canalaire obtenu avec instrumentations mécanisées multiples

4.1.1 La longueur de travail

Il résulte qu'aucune modification significative de la longueur de travail n'a été observée ($p=0.069$). En effet, nous sommes passés d'une longueur de travail de 17.02 mm avant préparation pour obtenir une longueur de travail de 16.99 mm après préparation soit une différence de 0.03 mm en moyenne.

4.1.2 Le calque

Il apparaît une légère tendance du système à préparer le canal sur la paroi externe du canal en O en HC, en AC et en EP et une légère tendance à préparer le canal interne en BC (figure 8).

Points de mesure	Longueur moyenne de A en mm	Longueur moyenne de B en mm	Différence de la longueur A moins la longueur B	Déviaton
O	0,32	0,18	0,14	centrifuge
HC	0,29	0,26	0,03	centrifuge
BC	0,14	0,36	-0,22	centripète
AC	0,19	0,16	0,03	centrifuge
EP	0,12	0,03	0,09	centrifuge

Figure 8 : Tableau récapitulatif des résultats de la symétrie canalaire pour le Protaper®.

4.2 Etude du trajet canalaire obtenu avec instrumentations mécanisées uniques

4.2.1 La longueur de travail

Il résulte qu'aucune modification significative de la longueur de travail n'a été observée ($p=0.07$). En effet nous sommes passés d'une longueur de travail de 17.15 mm avant préparation pour obtenir une longueur de travail de 17.14 mm après préparation soit une différence de 0.01 mm en moyenne.

4.2.2 Le calque

Il apparait une légère tendance du système à préparer le canal sur la paroi interne du canal en O en AC et en EP et une légère tendance à préparer le canal externe en HC et en BC (figure 9).

Points de mesure	Longueur moyenne de A en mm	Longueur moyenne de B en mm	Différence de la longueur A moins la longueur B	Déviaton
O	0,27	0,16	0,11	centrifuge
HC	0,27	0,33	-0,06	centripète
BC	0,07	0,53	-0,46	centripète
AC	0,18	0,16	0,02	centrifuge
EP	0,13	0,03	0,10	centrifuge

Figure 9 : Tableau récapitulatif des résultats de la symétrie canalaire pour le WaveOne®.

4.3 Comparaison des résultats entre les différents systèmes

4.3.1 La longueur de travail

En ce qui concerne la longueur de travail, les systèmes Protaper® et WaveOne® n'entraînent pas de modification de la longueur de travail, et il n'existe pas de différence significative entre les deux systèmes ($p=0.1417$). En effet, la variation de la longueur de travail est

de 0.03 mm pour le Protaper® contre 0.01 mm pour le WaveOne®. On peut ainsi s'apercevoir d'une très légère tendance à modifier la longueur de travail moyenne pour les deux systèmes du fait de la préparation de la courbure (figure 10 et 11).

longueur de travail mesurée	Longueur de travail moyenne et écart type du Protaper® en mm	Longueur de travail moyenne et écart type du WaveOne® en mm	statistiques t-test
Longueur préopératoire	17,023 ± 0,353	17,164 ± 0,356	0,1704
Longueur postopératoire	17 ± 0,351	17,147 ± 0,337	0,1417

Figure 10 : Tableau statistique de la longueur de travail.

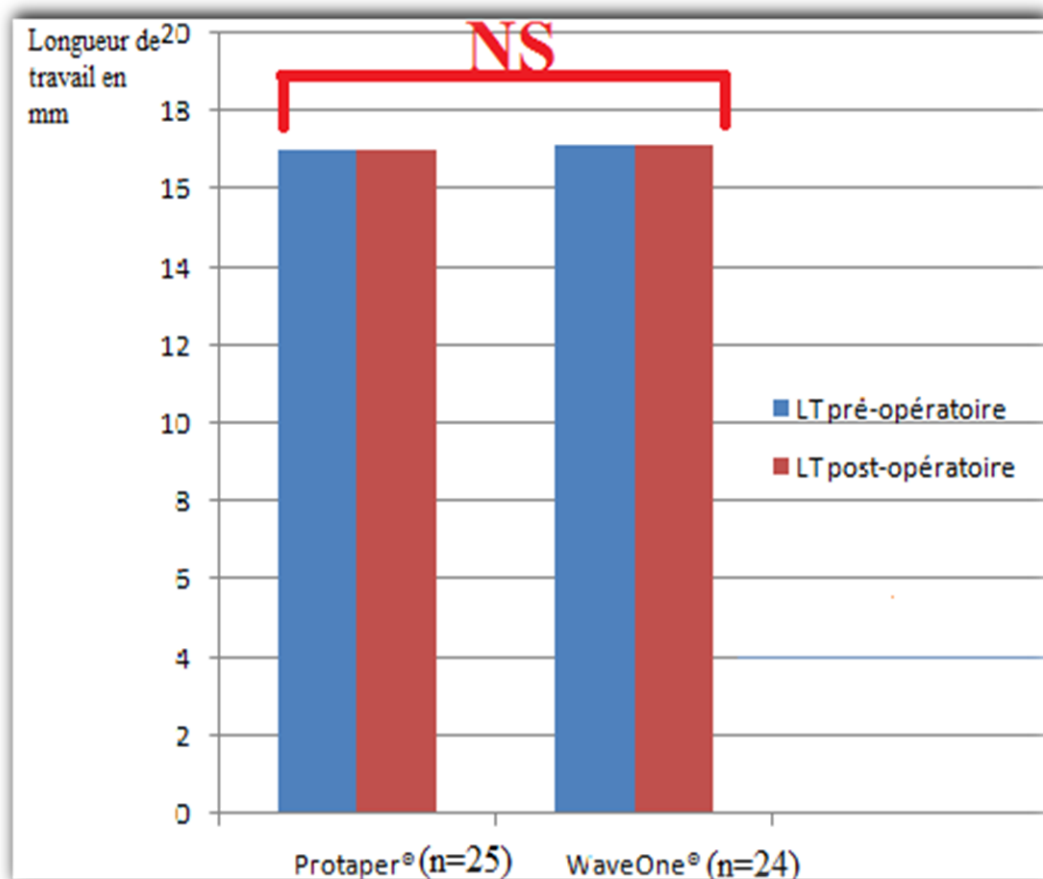


Figure 11 : Valeurs de longueur de travail (en mm).

4.3.2 Le calque

S'il apparaît de faibles différences entre les deux systèmes il faut cependant noter une différence faiblement significative en HC ($p=0.0045$) entre les deux systèmes, le WaveOne® ayant une préparation centripète avec une différence de 0.06 mm en interne du canal et le Protaper® une préparation centrifuge avec une différence de 0.03 mm en externe du canal.

Cependant, une différence fortement significative ($p\leq 0.001$) a pu être mesurée en BC. Le WaveOne® semble préparer la paroi interne du canal avec plus de risque que la paroi externe par rapport au Protaper®. En effet, une différence de 0.46 mm existe en interne du canal pour le WaveOne® contre une différence de 0.22 mm en interne du canal pour le Protaper® (figure 12 et 13).

Points de mesure	Longueur moyenne et écart type de X du Protaper® en mm	Longueur moyenne et écart type de X du WaveOne® en mm	statistiques t-test
O	0,144 ± 0,192	0,114 ± 0,176	0,5713
HC	0,033 ± 0,091	- 0,161 ± 0,128	0,0045
BC	- 0,216 ± 0,097	- 0,459 ± 0,072	P<,0001
AC	0,028 ± 0,058	0,023 ± 0,057	0,7535
EP	0,086 ± 0,082	0,107 ± 0,100	0,3264

Figure 12 : Tableau statistique de la symétrie canalaire.

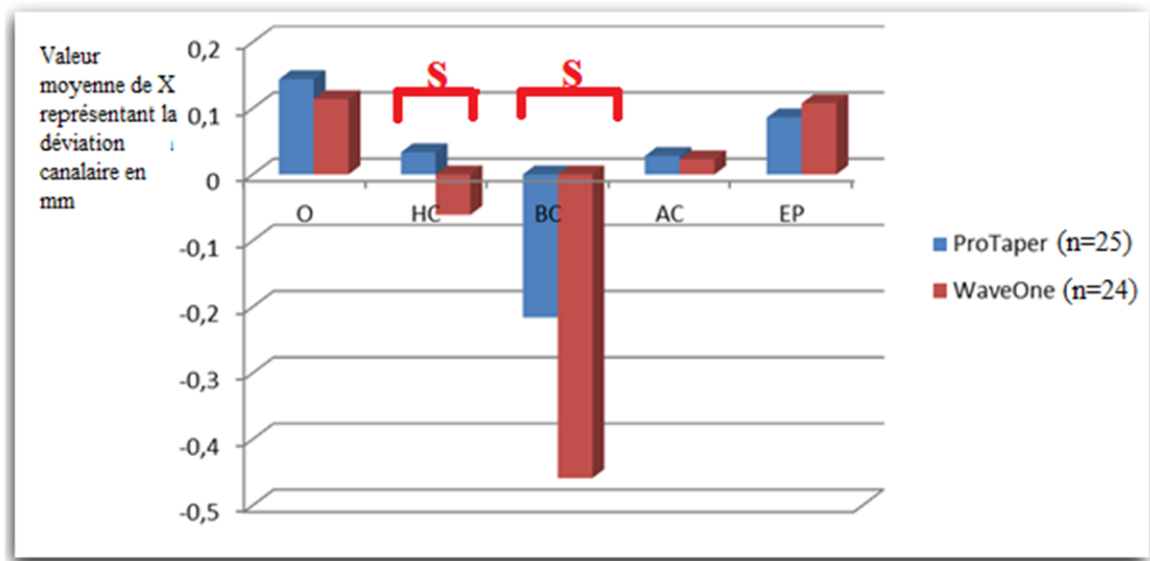


Figure 13 : Valeurs des variations de positions des différents paramètres du calque.

4.3.3 La surface de préparation

En ce qui concerne la surface de préparation, il apparait une différence fortement significative ($p < 0.001$) dans la préparation des blocs avec une surface de préparation plus importante du WaveOne® (10.02 mm² en moyenne) vis-à-vis du Protaper® (8.73 mm² en moyenne) (figure 14 et 15).

Surfaces mesurées	Surface moyenne et écart type du Protaper® en mm ²	Surface moyenne et écart type du WaveOne® en mm ²	statistiques t-test
Surface avant préparation	3.97 ± 0.61	4.93 ± 0.54	P<,0001
surface après préparation	8.73 ± 0.904	10.02 ± 0.68	P<,0001

Figure 14 : Tableau statistique de la surface de préparation.

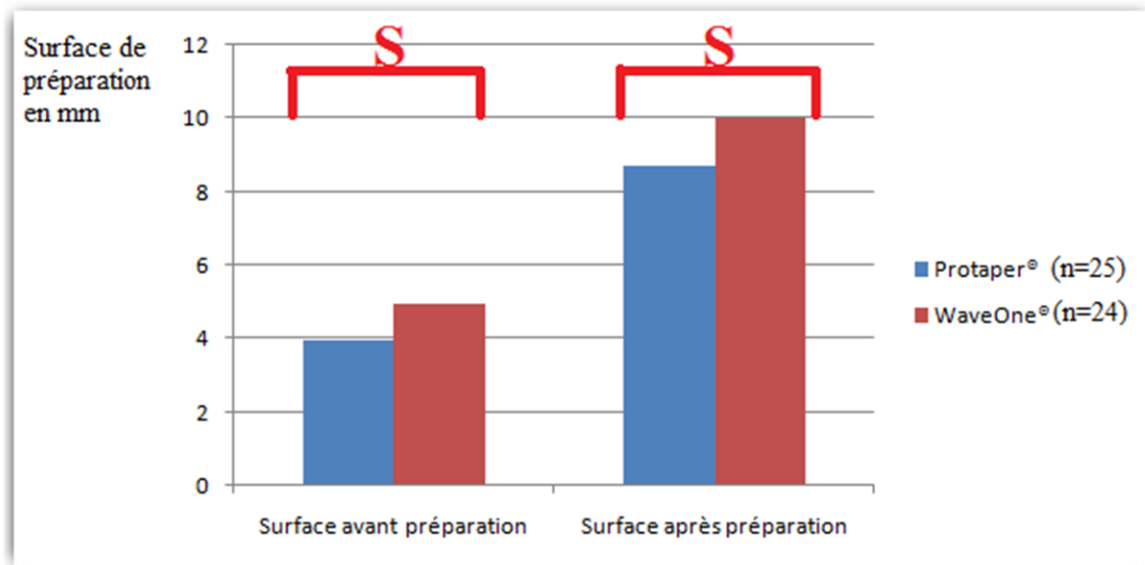


Figure 15 : Valeur des surfaces de préparations (en mm²)

4.4 Aberrations canalaire

Lors de cette étude, une seule butée a été observée pour la préparation du bloc N°24 avec le système WaveOne®. Aucune autre anomalie n'a été mise en évidence.

5 Discussion

5.1 Apport de l'essai présenté

Cette étude a montré une différence significative concernant la surface de préparation témoignant d'une préparation plus importante des canaux avec l'instrument WaveOne® mais aussi une différence significative dans la symétrie de préparation pouvant se traduire par un plus fort risque de fragilisation de la paroi interne des canaux préparés par le WaveOne® notamment à l'entrée de la courbe correspondant au point BC et HC.

5.2 Interprétation des résultats

Concernant la symétrie canalaire plusieurs études ont démontré la tendance du Protaper® à sur-préparer la paroi interne du canal (Calberson et coll, 2004 ; Schäfer et coll, 2004 ou encore Yun et coll, 2003) tout comme nous avons pu le démontrer. De plus, nous avons trouvé une plus forte tendance du WaveOne® à préparer cette paroi interne notamment en BC et HC, ce qui ne concorde pas avec l'étude de (Berutti et coll, 2012) qui trouve que l'association d'un mouvement de réciprocité associé au M-Wire® qui compose le WaveOne® permet de diminuer le stress de l'instrument en flexion et en torsion permettant ainsi un meilleur centrage de l'instrument comparativement au Protaper®. Sur dent vivante Burklein et coll (2012) n'ont pas trouvé d'impact de l'instrument unique sur la préparation du canal. Cependant, un point important est à prendre en compte avec la préparation au WaveOne® où il apparaît dans l'étude de Yun et coll (2013) que de ne pas utiliser de glyde-path® avec le système WaveOne® entrainerait une différence significative dans la préparation des canaux vis-à-vis du centrage du canal. D'un point de vue clinique la conservation du canal dans sa position d'origine permet un meilleur nettoyage du canal et une meilleure action antimicrobienne (Wu et coll, 2000), et si il semble il y a avoir un déficit dans notre étude vis-à-vis du WaveOne® pour la symétrie, l'utilisation de glyde-path® sur dent naturelle ne révèle plus de différences. (Burklein et coll, 2012).

En ce qui concerne la longueur de travail, tout comme nous, Burklein et coll (2012) n'ont pas trouvé d'impact du type d'instrumentation sur la longueur de travail, ce qui permet en situation clinique un respect du péri apex tout au long de la préparation.

Enfin, nous avons mis en évidence une préparation plus importante du WaveOne® par rapport au Protaper® lors de nos préparations. Cette différence peut être expliquée par la différence de géométrie des instruments et leur incidence sur les tissus avoisinants. Burklein et coll (2012) ont mis en évidence une différence entre le Reciproc®, le Mtwo® et les instruments Protaper® et WaveOne® dans le tiers apical où les deux premiers semblent avoir une meilleure capacité de nettoyage.

Pour finir concernant notre étude un biais de préparation ne doit pas être omis dans la mesure où les préparations sont opérateur dépendant. L'expérience de l'opérateur (SD) est plus importante pour le Protaper®.

5.3 Intérêt et limites des études *in vitro*.

L'utilisation de canaux simulés dans la résine ne reflète pas l'action réelle des instruments dans un canal radiculaire de dent humaine, par leurs différences de dureté, de texture de surface et de coupe transversale. En effet, les propriétés de la résine utilisée pour couler les blocs d'apprentissage ont été étudiées par (Lim et Webber, 1985). La microdureté de la résine est de 20 ± 6 kg/mm², et la force minimum à exercer sur une lime K de diamètre 25/100^{ème} pour rayer la résine est d'environ de 90g. En revanche, pour rayer la dentine, on doit exercer sur cette même lime une force de 190g, soit environ le double.

Cependant, ces blocs de résine permettent une comparaison directe entre les instruments en permettant de standardiser la méthode expérimentale et en excluant des paramètres pouvant influencer la préparation tels que la dureté du tissu dentaire, son hydratation, la courbure, les canaux latéraux, secondaires ou accessoires (Schafer et coll, 1995 ; Peters et coll, 2004)

5.4 Intérêt et limites des études sur dents naturelles.

Si les études sur blocs de résine permettent d'étudier avec fiabilité la forme de la préparation des canaux, la dent naturelle permet quant à elle de s'intéresser aux différentes aberrations canales pouvant intervenir mais également au comportement des instruments vis-à-vis des tissus dentinaire ou encore sur la quantité de débris générée. Ceci impose un protocole de conservation qui sera défini afin que la dent extraite ne souffre pas de déshydratation et que son comportement se rapporte le plus possible à la réalité de l'endodontie sur dent humaine. (ex : solution saline à 0.9% pour Moore et coll, 2009).

Conclusion et perspectives

S'il apparaît évident que les nouveaux systèmes à instrument unique permettent un gain de temps significatif sur la durée de préparation, ces systèmes n'offrent pas de sécurité supplémentaire quant aux impératifs que doit respecter la préparation canalair. De plus, une étude sur dent vivante s'avère nécessaire pour compléter les données et connaître le comportement des instruments au contact de matières minérales. Ainsi, on aurait des données concernant les relations entre les caractéristiques de préparation et leurs incidences sur le nettoyage clinique. Enfin une question peut se poser sur le temps de préparation avec ces nouveaux instruments et la nécessité de laisser l'hypochlorite au contact des parois canalaires durant un temps suffisant à la désinfection du canal (Igbal, 2012).

Enfin, aucune information sur la solidité des instruments ne peut ressortir d'une telle étude et la connaissance de la résistance à la fracture dans des canaux courbés ou des canaux ayant des doubles courbures serait importante, même si ce sont des instruments à usage unique et qu'il n'ont aucune contrainte de déformation ou de détérioration au fil des utilisations ou de la stérilisation.

Annexe 1

Le système Protaper®

Géométrie des instruments

Le système Protaper® se caractérise par

- une section triangulaire convexe
- un angle de coupe positif
- une conicité variable
- une pointe modifiée
- un mandrin court de 13mm

Types d'instruments

Dans ce système, on peut différencier deux grandes familles les shaping files et les finishing files.

- Les shaping files

- Le shaping file SX

Il ne possède pas de code couleur et est vierge de toute bague colorée. Son diamètre à la pointe est de 19 centièmes mm et sa conicité de 2.5% à la pointe augmente jusqu'à 19% à 9mm de l'extrémité.

Son rôle est de supprimer les contraintes à l'entrée des canaux courbes ou encore de remplacer les deux autres shaping files lors de canaux courts.

- Le shaping file S1

Il se caractérise par son code couleur violet avec une conicité à la pointe de 2 % augmentant progressivement jusqu'à 11 % à 14 mm de l'apex. Il possède un diamètre de 17 centièmes de mm à l'apex.

Son rôle est de mettre en forme le tiers coronaire du canal en préservant la perméabilité apicale.

➤ Le shaping file S2

Son code couleur cette fois-ci est blanc avec une conicité de 4% à la pointe jusqu'à 11.5% à 14 mm de l'apex. Son diamètre apical quant à lui est de 20 centièmes de mm à l'apex.

Son rôle est de mettre en forme le tiers moyen du canal tout en augmentant la région apicale de façon à faciliter le passage des finishing files.

• Les finishing files

Quelque soit le finishing file son rôle est la mise en forme du tiers apical du canal tout en élargissant le tiers moyen.

➤ Le finishing file F1

Il se repère par une bague jaune, son diamètre à l'apex est de 20 centièmes de mm, sa conicité de 7%, la pointe diminue 5.5% à 14 mm de la pointe.

➤ Le finishing file F2

Il se repère par une bague rouge, son diamètre à l'apex est de 25 centième de mm, sa conicité de 8%, la pointe diminue 5.5% à 14 mm de la pointe.

➤ Le finishing file F3

Il se repère par une bague bleue, son diamètre à l'apex est de 30 centièmes de mm, sa conicité de 9%, la pointe diminue 5.5% à 14 mm de la pointe.

La séquence instrumentale standard

- ✓ **1^{er} étape** : Pénétration, exploration passive du canal à l'aide d'une lime K n° 10 et estimation de la longueur de travail.
- ✓ **2^{ème} étape** : Passage du shaping file S1 jusqu'à trois millimètre en deçà de la longueur de travail estimée.
- ✓ **3^{ème} étape** : Elimination de la courbure et des contraintes coronaires à l'aide du shaping file SX par un mouvement de pompage vertical en appui contre la paroi externe de la courbure.
- ✓ **4^{ème} étape** : Détermination de la longueur de travail à l'aide d'une lime K n°15 (par les différentes techniques existantes tel le localisateur d'apex, le cliché radiologique...) et passage du shaping file S1 jusqu'à la longueur de travail.
- ✓ **5^{ème} étape** : Passage du shaping file file S2 jusqu'à la longueur de travail.
- ✓ **6^{ème} étape** : Après avoir préparé les deux tiers coronaires, le tiers apical peut être terminé. Il faudra alors passer le finishing file F1 doucement jusqu'à l'apex puis le retirer immédiatement.
- ✓ **7^{ème} étape** : Jauger la taille du foramen apical en plaçant une lime manuelle K20 jusqu'à la longueur de travail. Si l'instrument s'arrête naturellement à la longueur de travail, le canal est bien préparé et prêt à être obturé
- ✓ **7^{ème} étape bis** : S'il peut dépasser la longueur de travail alors utiliser le finishing file F2 de la même manière que le F1 puis mesurer la taille du foramen apical en plaçant une lime manuelle K25 jusqu'à la longueur. Si l'ajustement est serré à la longueur de travail, le canal est bien préparé et prêt à être obturé. S'il peut dépasser la longueur de travail, utiliser la Finishing File n° 3 et l'amener doucement à la longueur de travail.

Attention : Il est important d'utiliser une solution d'irrigation entre chaque instrument.

Le système WaveOne®

Géométrie des instruments

Du fait de leur usage unique les instruments WaveOne® sont distribués en conditionnement stérile, ils possèdent tous une bague de couleur au niveau du mandrin se rétractant à la stérilisation sous l'effet de la chaleur, qui empêche la réutilisation de l'instrument pour un second patient. Ce sont des instruments fabriqués en nickel titane modifiés par un traitement thermique ce qui leur confèrent une flexibilité supérieure à celle des alliages conventionnels. Le pas d'hélice varie sur le même instrument et la section de l'instrument est triangulaire, concave sur les 4 derniers millimètres (proche de la pointe) pour devenir triangulaire sur le reste de la partie active. La conicité est variable, plus marquée à la pointe, et la forme générale est comparable à celle d'un Finishing file.

Types d'instruments

Ce système comprend trois instruments :

- le WaveOne® « primaire » (bague rouge) au diamètre apical de 25/100e et à la conicité de 8 % sur les 3 derniers millimètres ;
- le WaveOne® « fin » (bague jaune), au diamètre apical de 20/100e et à la conicité constante de 6 % ;
- le WaveOne® « large » (bague noire), au diamètre apical de 40/100e et à la conicité de 8 % sur les 3 derniers millimètres.

La séquence instrumentale

1^{ère} étape : Estimation de la longueur de travail sur la radiographie préopératoire ou à l'aide d'un localisateur d'apex.

2^{ème} étape : Choix de l'instrument en fonction de l'anatomie visible sur le cliché radiographique. Le WaveOne® primaire sera utilisé dans la très grande majorité des cas. Le

WaveOne® fin sera réservé aux canaux fins et/ou très courbes. Le WaveOne® large sera quant à lui, utilisé dans les cas de canaux larges et « rectilignes » (incisives maxillaires, canaux palatins de molaire maxillaire, racine distale de certaines molaires mandibulaires).

3^{ème} étape : Irrigation. De la solution doit être laissée dans la cavité d'accès.

4^{ème} étape : Exploration du canal avec une lime de petit diamètre pré courbée.

5^{ème} étape : Si la lime 10/100e ou 15/100e permet d'atteindre la longueur de travail, le WaveOne® primaire est sélectionné. Si cette même lime « flotte » dans le canal, le WaveOne® large sera préféré.

6^{ème} étape : Si la longueur de travail ne peut être atteinte à ce stade-là, le canal est instrumenté sur cette longueur accessible (voir point 8), puis on revient au point 4. L'opération est répétée jusqu'à ce que la lime puisse atteindre la longueur de travail.

7^{ème} étape : Utiliser la lime WaveOne® en faisant de petits mouvements verticaux de va-et-vient (picking). Le mouvement dans le sens de coupe étant supérieur au sens inverse, l'instrument avance progressivement dans le canal.

8^{ème} étape : Retirer la lime tous les 4 ou 5 mouvements et la nettoyer.

9^{ème} étape : Rincer le canal et retourner au point 8. Répéter l'opération (en général 2 ou 3 fois) jusqu'à ce que la lime atteigne la longueur de travail.

11^{ème} étape : La mise en forme peut être complétée par un mouvement de brossage sur les parois pour élargir la préparation dans le tiers coronaire.

ATTENTION Comme pour tout traitement il est important d'avoir une bonne irrigation en alternant hypochlorite de sodium, EDTA avant de procéder à l'obturation du système endodontique.

ANNEXE 2 TABLEAUX DES VALEURS

Instruments (n=25)	surface totale en mm ²	surface non préparée en mm ²	surface préparée en mm ²
p1	13,67	9,183	4,487
p2	15,31	11,69	3,62
p3	14,59	11,28	3,31
p4	13,84	9,749	4,091
p5	13,08	9,062	4,018
p6	14,01	10,16	3,85
p7	13,03	8,984	4,046
p8	13,59	9,667	3,923
p9	15,41	12,6	2,81
p10	13,28	9,069	4,211
p11	14,18	9,896	4,284
p12	13,18	9,18	4
p13	12,7	8,586	4,114
p14	14,66	11,57	3,09
p15	12,75	8,842	3,908
p16	15,27	12,74	2,53
p17	13,26	9,609	3,651
p18	13,33	9,344	3,986
p19	14,01	9,744	4,266
p20	13,73	10,11	3,62
p21	14,22	9,019	5,201
p22	14,83	9,874	4,956
p23	15,39	11,22	4,17
p24	14,4	9,853	4,547
p25	15,89	11,18	4,71

Tableau des surfaces préopératoires (Protaper®).

Instruments (n=25)	surface totale en mm ²	surface non préparée en mm ²	surface préparée en mm ²
w1	15,54	9,979	5,561
w2	14,9	9,747	5,153
w3	15,51	9,855	5,655
w4	14,53	8,467	6,063
w5	15,08	9,835	5,245
w6	15,51	10,01	5,5
w7	15,32	10,59	4,73
w8	16,16	11,08	5,08
w9	15,63	10,87	4,76
w10	15,29	10,12	5,17
w11	15,62	10,34	5,28
w12	15,46	10,82	4,64
w13	15,03	9,904	5,126
w14	15,9	11,26	4,64
w15	16,03	11,46	4,57
w16	15,7	11,08	4,62
w17	14,85	9,64	5,21
w18	13,89	8,523	5,367
w19	16,09	11,42	4,67
w20	15,57	11,1	4,47
w21	15,55	11,29	4,26
w22	16,11	11,76	4,35
w23	15,73	10,83	4,9
w24	15,25	10,94	4,31
w25	13,91	10,43	3,48

Tableau des surfaces préopératoires (WaveOne®).

Instruments (n=25)	surface totale en mm ²	surface non préparée en mm ²	surface préparée en mm ²
p1	18,52	9,183	9,337
p2	19,95	11,69	8,26
p3	18,62	11,28	7,34
p4	18,5	9,749	8,751
p5	18,46	9,062	9,398
p6	19,26	10,16	9,1
p7	18,24	8,984	9,256
p8	19,21	9,667	9,543
p9	20,15	12,6	7,55
p10	18,16	9,069	9,091
p11	19,46	9,896	9,564
p12	18,46	9,18	9,28
p13	17,66	8,586	9,074
p14	18,78	11,57	7,21
p15	19,1	8,842	10,258
p16	19,73	12,74	6,99
p17	18,86	9,609	9,251
p18	19,06	9,344	9,716
p19	18,96	9,744	9,216
p20	19,56	10,11	9,45
p21	17,77	9,019	8,751
p22	18,25	9,874	8,376
p23	18,93	11,22	7,71
p24	18,12	9,853	8,267
p25	18,75	11,18	7,57

Tableau des surfaces postopératoires (Protaper®).

Instruments (n=24)	surface totale en mm ²	surface non préparée en mm ²	surface préparée en mm ²
w1	19,28	9,979	9,301
w2	20,08	9,747	10,333
w3	20,66	9,855	10,805
w4	18,84	8,467	10,373
w5	20,21	9,835	10,375
w6	20,04	10,01	10,03
w7	21,48	10,59	10,89
w8	21,55	11,08	10,47
w9	20,7	10,87	9,83
w10	20,99	10,12	10,87
w11	20,52	10,34	10,18
w12	20,55	10,82	9,73
w13	19,26	9,904	9,356
w14	21,12	11,26	9,86
w15	20,71	11,46	9,25
w16	20,55	11,08	9,47
w17	19,64	9,64	10
w18	20,04	8,523	11,517
w19	22,23	11,42	10,81
w20	20,09	11,1	8,99
w21	21,37	11,29	10,08
w22	21,61	11,76	9,85
w23	19,65	10,83	8,82
w24	butée	butée	butée
w25	19,75	10,43	9,32

Tableau des surfaces postopératoires (WaveOne®).

Blocs (n=25)	longueur A en mm	longueur B en mm	Longueur de travail en mm
P1	16,908	17,39	17,149
P2	17,498	17,774	17,636
P3	16,614	16,986	16,8
P4	16,752	17,04	16,896
P5	16,677	16,96	16,8185
P6	17,117	17,51	17,3135
P7	16,705	16,986	16,8455
P8	17,18	17,493	17,3365
P9	16,726	16,951	16,8385
P10	16,707	16,95	16,8285
P11	17,06	17,53	17,295
P12	16,95	17,114	17,032
P13	16,726	17,124	16,925
P14	16,273	16,545	16,409
P15	16,74	17,11	16,925
P16	16,087	16,304	16,1955
P17	17,187	17,39	17,2885
P18	17,346	17,69	17,518
P19	17,141	17,41	17,2755
P20	17,176	17,501	17,3385
P21	16,854	17,232	17,043
P22	16,479	16,81	16,6445
P23	16,855	17,264	17,0595
P24	16,414	16,828	16,621
P25	17,401	17,68	17,5405

Tableaux des valeurs de longueur de travail préopératoire (Protaper®).

Blocs (n=24)	longueur A en mm	longueur B en mm	Longueur de travail en mm
W1	16,689	17,06	16,8745
W2	16,553	17,026	16,7895
W3	17,295	17,706	17,5005
W4	17,28	17,67	17,475
W5	16,973	17,36	17,1665
W6	16,779	17,3	17,0395
W7	16,919	17,39	17,1545
W8	17,723	18,09	17,9065
W9	17,232	17,76	17,496
W10	16,938	17,49	17,214
W11	17,17	17,61	17,39
W12	16,809	17,256	17,0325
W13	16,663	16,949	16,806
W14	17,303	17,68	17,4915
W15	17,29	17,58	17,435
W16	17,023	17,44	17,2315
W17	16,744	17,099	16,9215
W18	17,051	17,493	17,272
W19	16,91	17,336	17,123
W20	16,856	17,098	16,977
W21	17,06	17,359	17,2095
W22	16,928	17,309	17,1185
W23	17,092	17,482	17,287
W24	16,755	17,16	16,9575
W25	15,77	16,28	16,025

Tableaux des valeurs de longueur de travail préopératoire (WaveOne®).

Blocs (n=25)	longueur A en mm	longueur B en mm	Longueur de travail en mm
P1	16,81	17,478	17,144
P2	17,222	17,99	17,606
P3	16,299	17,167	16,733
P4	16,564	17,275	16,9195
P5	16,501	17,183	16,842
P6	16,98	17,64	17,31
P7	16,479	17,151	16,815
P8	16,93	17,74	17,335
P9	16,472	17,119	16,7955
P10	16,476	17,158	16,817
P11	16,909	17,65	17,2795
P12	16,66	17,28	16,97
P13	16,544	17,28	16,912
P14	16,068	16,69	16,379
P15	16,54	17,26	16,9
P16	15,906	16,532	16,219
P17	16,971	17,562	17,2665
P18	17,134	17,878	17,506
P19	16,935	17,66	17,2975
P20	16,984	17,69	17,337
P21	16,583	17,291	16,937
P22	16,255	16,93	16,5925
P23	16,654	17,38	17,017
P24	16,248	16,977	16,6125
P25	17,226	17,677	17,4515

Tableaux des valeurs de longueur de travail postopératoire (Protaper®).

Blocs (n=24)	longueur A en mm	longueur B en mm	Longueur de travail en mm
W1	16,554	17,22	16,887
W2	16,288	17,267	16,7775
W3	17,036	17,95	17,493
W4	17,036	17,76	17,398
W5	16,703	17,469	17,086
W6	16,697	17,427	17,062
W7	16,621	17,476	17,0485
W8	17,376	18,21	17,793
W9	17,156	17,948	17,552
W10	16,786	17,735	17,2605
W11	16,925	17,724	17,3245
W12	16,581	17,541	17,061
W13	16,394	17,13	16,762
W14	17,009	17,97	17,4895
W15	17,009	17,74	17,3745
W16	16,848	17,675	17,2615
W17	16,466	17,28	16,873
W18	16,881	17,674	17,2775
W19	16,685	17,601	17,143
W20	16,608	17,463	17,0355
W21	16,777	17,509	17,143
W22	16,598	17,562	17,08
W23	16,89	17,62	17,255
W24	butée	butée	butée
W25	15,652	16,52	16,086

Tableaux des valeurs de longueurs de travail postopératoire (WaveOne®).

Blocs (n=25)	Longueur de travail pré-opératoire en mm	Longueur de travail post-opératoire en mm	Différence de longueur de travail en mm
P1	17,149	17,144	0,005
P2	17,636	17,606	0,03
P3	16,8	16,733	0,067
P4	16,896	16,9195	-0,0235
P5	16,8185	16,842	-0,0235
P6	17,3135	17,31	0,0035
P7	16,8455	16,815	0,0305
P8	17,3365	17,335	0,0015
P9	16,8385	16,7955	0,043
P10	16,8285	16,817	0,0115
P11	17,295	17,2795	0,0155
P12	17,032	16,97	0,062
P13	16,925	16,912	0,013
P14	16,409	16,379	0,03
P15	16,925	16,9	0,025
P16	16,1955	16,219	-0,0235
P17	17,2885	17,2665	0,022
P18	17,518	17,506	0,012
P19	17,2755	17,2975	-0,022
P20	17,3385	17,337	0,0015
P21	17,043	16,937	0,106
P22	16,6445	16,5925	0,052
P23	17,0595	17,017	0,0425
P24	16,621	16,6125	0,0085
P25	17,5405	17,4515	0,089

Tableaux des valeurs de longueur de travail (Synthèse Protaper®).

Blocs (n=24)	Longueur de travail pré-opératoire en mm	Longueur de travail post-opératoire en mm	Différence de longueur de travail en mm
W1	16,8745	16,887	-0,0125
W2	16,7895	16,7775	0,012
W3	17,5005	17,493	0,0075
W4	17,475	17,398	0,077
W5	17,1665	17,086	0,0805
W6	17,0395	17,062	-0,0225
W7	17,1545	17,0485	0,106
W8	17,9065	17,793	0,1135
W9	17,496	17,552	-0,056
W10	17,214	17,2605	-0,0465
W11	17,39	17,3245	0,0655
W12	17,0325	17,061	-0,0285
W13	16,806	16,762	0,044
W14	17,4915	17,4895	0,002
W15	17,435	17,3745	0,0605
W16	17,2315	17,2615	-0,03
W17	16,9215	16,873	0,0485
W18	17,272	17,2775	-0,0055
W19	17,123	17,143	-0,02
W20	16,977	17,0355	-0,0585
W21	17,2095	17,143	0,0665
W22	17,1185	17,08	0,0385
W23	17,287	17,255	0,032
W24	butée	butée	butée
W25	16,025	16,086	-0,061

Tableaux des valeurs de longueur de travail (Synthèse WaveOne®).

Blocs (n=25)	Point de mesure O			Point de mesure HC			Point de mesure BC			Point de mesure AC			Point de mesure EP		
	Longueur A en mm	Longueur B en mm	Déviaton en mm	Longueur A en mm	Longueur B en mm	Déviaton en mm	Longueur A en mm	Longueur B en mm	Déviaton en mm	Longueur A en mm	Longueur B en mm	Déviaton en mm	Longueur A en mm	Longueur B en mm	Déviaton en mm
P1	0,619	0,0635	0,5555	0,333	0,27	0,063	0,144	0,381	-0,237	0,251	0,137	0,114	0,111	0,076	0,035
P2	0,413	0,175	0,238	0,349	0,27	0,079	0,127	0,428	-0,301	0,264	0,163	0,101	0,0793	0,0793	0
P3	0,318	0,286	0,032	0,302	0,27	0,032	0,159	0,349	-0,19	0,216	0,149	0,067	0,0635	0,0476	0,0159
P4	0,333	0,128	0,205	0,35	0,27	0,08	0,175	0,397	-0,222	0,256	0,177	0,079	0,143	0,0317	0,1113
P5	0,286	0,254	0,032	0,349	0,254	0,095	0,127	0,444	-0,317	0,22	0,22	0	0,127	0,0635	0,0635
P6	0,317	0,19	0,127	0,286	0,286	0	0,159	0,413	-0,254	0,213	0,203	0,01	0,111	0,0476	0,0634
P7	0,445	0,0952	0,3498	0,349	0,222	0,127	0,19	0,349	-0,159	0,213	0,159	0,054	0,143	0	0,143
P8	0,413	0,19	0,223	0,317	0,317	0	0,159	0,413	-0,254	0,193	0,193	0	0,159	0,0476	0,1114
P9	0,381	0,264	0,117	0,349	0,286	0,063	0,159	0,349	-0,19	0,209	0,135	0,074	0,111	0	0,111
P10	0,317	0,19	0,127	0,286	0,254	0,032	0,19	0,349	-0,159	0,213	0,177	0,036	0,111	0	0,111
P11	0,444	0,127	0,317	0,381	0,254	0,127	0,127	0,413	-0,286	0,194	0,169	0,025	0,159	0,0476	0,1114
P12	0,413	0,0952	0,3178	0,349	0,222	0,127	0,222	0,349	-0,127	0,214	0,159	0,055	0,175	0	0,175
P13	0,286	0,159	0,127	0,286	0,286	0	0,222	0,381	-0,159	0,256	0,136	0,12	0,127	0,0635	0,0635
P14	0,381	0,127	0,254	0,286	0,254	0,032	0,127	0,413	-0,286	0,203	0,203	0	0,159	0,0317	0,1273
P15	0,603	0,0654	0,5376	0,381	0,254	0,127	0,127	0,444	-0,317	0,238	0,135	0,103	0,159	0,0476	0,1114
P16	0,254	0,286	-0,032	0,222	0,317	-0,095	0,127	0,381	-0,254	0,185	0,185	0	0,159	0,0317	0,1273
P17	0,349	0,127	0,222	0,387	0,222	0,165	0,159	0,445	-0,286	0,22	0,185	0,035	0,19	0,0793	0,1107
P18	0,317	0,222	0,095	0,349	0,254	0,095	0,222	0,381	-0,159	0,194	0,159	0,035	0,0635	0	0,0635
P19	0,222	0,222	0	0,317	0,286	0,031	0,222	0,35	-0,128	0,229	0,194	0,035	0,175	0,0635	0,1115
P20	0,381	0,159	0,222	0,35	0,286	0,064	0,19	0,0445	0,1455	0,238	0,194	0,044	0,159	0,0952	0,0638
P21	0,0654	0,254	-0,1886	0,0952	0,317	-0,2218	0,0317	0,35	-0,3183	0,124	0,124	0	0,0793	0	0,0793
P22	0,19	0,159	0,031	0,223	0,19	0,033	0,0635	0,286	-0,2225	0,124	0,224	-0,1	0,0793	0	0,0793
P23	0,0635	0,286	-0,2225	0,127	0,286	-0,159	0,0635	0,317	-0,2535	0,0898	0,169	-0,0792	0,0793	0,0476	0,0317
P24	0,159	0,19	-0,031	0,223	0,222	0,001	0,0952	0,286	-0,1908	0,106	0,15	-0,044	0,0952	0,0476	0,0476
P25	0,127	0,19	-0,063	0,19	0,254	-0,064	0,0635	0,349	-0,2855	0,0572	0,124	-0,0668	0,0793	0	0,0793
Moyenne	0,323876	0,180172	0,143704	0,297448	0,26412	0,033328	0,146056	0,36246	-0,216404	0,1968	0,16892	0,02788	0,123868	0,037944	0,085924

TABLEAU DE LA SYMETRIE CANALAIRE (PROTAPER)

Blocs (n=24)	Point de mesure O			Point de mesure HC			Point de mesure BC			Point de mesure AC			Point de mesure EP		
	Longueur A en mm	Longueur B en mm	Déviaton en mm	Longueur A en mm	Longueur B en mm	Déviaton en mm	Longueur A en mm	Longueur B en mm	Déviaton en mm	Longueur A en mm	Longueur B en mm	Déviaton en mm	Longueur A en mm	Longueur B en mm	Déviaton en mm
W1	0,191	0,19	0,001	0,19	0,381	-0,191	0,0635	0,476	-0,4125	0,159	0,0898	0,0692	0,0793	0,0793	0
W2	0,19	0,19	0	0,222	0,413	-0,191	0,0952	0,635	-0,5398	0,169	0,214	-0,045	0,27	0,0476	0,2224
W3	0,222	0,19	0,032	0,222	0,381	-0,159	0,0635	0,54	-0,4765	0,248	0,159	0,089	0,206	0	0,206
W4	0,0635	0,127	-0,0635	0,159	0,317	-0,158	0,0635	0,444	-0,3805	0,159	0,15	0,009	0,111	0,0159	0,0951
W5	0,444	0,0635	0,3805	0,318	0,254	0,064	0,0317	0,476	-0,4443	0,236	0,0449	0,1911	0,0635	0	0,0635
W6	0,349	0,0952	0,2538	0,286	0,191	0,095	0,127	0,444	-0,317	0,194	0,114	0,08	0,0952	0,0159	0,0793
W7	0,349	0,0952	0,2538	0,286	0,286	0	0,0635	0,572	-0,5085	0,185	0,22	-0,035	0,193	0,0635	0,1295
W8	0,159	0,159	0	0,19	0,444	-0,254	0,0952	0,635	-0,5398	0,194	0,169	0,025	0,143	0,0159	0,1271
W9	0,349	0,159	0,19	0,381	0,317	0,064	0,0952	0,476	-0,3808	0,203	0,194	0,009	0,127	0	0,127
W10	0,349	0,0952	0,2538	0,349	0,254	0,095	0,0317	0,603	-0,5713	0,213	0,206	0,007	0,254	0	0,254
W11	0,254	0,127	0,127	0,254	0,254	0	0,0635	0,508	-0,4445	0,22	0,114	0,106	0,0635	0,0317	0,0318
W12	0,127	0,317	-0,19	0,19	0,413	-0,223	0,1	0,54	-0,44	0,142	0,114	0,028	0,0952	0,0476	0,0476
W13	0,127	0,159	-0,032	0,159	0,381	-0,222	0,0635	0,572	-0,5085	0,142	0,15	-0,008	0,0855	0,0476	0,0379
W14	0,127	0,286	-0,159	0,222	0,476	-0,254	0,0635	0,603	-0,5395	0,203	0,18	0,023	0,254	0	0,254
W15	0,317	0,159	0,158	0,317	0,317	0	0,0317	0,476	-0,4443	0,171	0,185	-0,014	0,0476	0,0476	0
W16	0,254	0,19	0,064	0,317	0,254	0,063	0,0635	0,508	-0,4445	0,171	0,15	0,021	0,143	0	0,143
W17	0,159	0,19	-0,031	0,222	0,413	-0,191	0,0965	0,572	-0,4755	0,15	0,159	-0,009	0,0635	0,0317	0,0318
W18	0,508	0,0317	0,4763	0,35	0,286	0,064	0,0635	0,54	-0,4765	0,203	0,159	0,044	0,0449	0	0,0449
W19	0,476	0,127	0,349	0,445	0,318	0,127	0,0952	0,476	-0,3808	0,194	0,185	0,009	0,397	0	0,397
W20	0,254	0,159	0,095	0,286	0,286	0	0,19	0,476	-0,286	0,169	0,15	0,019	0,0952	0,0635	0,0317
W21	0,476	0,0635	0,4125	0,366	0,302	0,064	0,0317	0,508	-0,4763	0,169	0,251	-0,082	0,111	0	0,111
W22	0,317	0,286	0,031	0,254	0,349	-0,095	0,0635	0,603	-0,5395	0,159	0,142	0,017	0,127	0	0,127
W23	0,222	0,159	0,063	0,254	0,317	-0,063	0	0,508	-0,508	0,15	0,203	-0,053	0,0635	0,0635	0
W24	butée	butée	butée	butée	butée	butée	butée	butée	butée	butée	butée	butée	butée	butée	butée
W25	0,349	0,286	0,063	0,317	0,413	-0,096	0,127	0,603	-0,476	0,229	0,185	0,044	0,111	0,0952	0,0158
Moyenne	0,276354167	0,16267917	0,113675	0,27316667	0,33404167	-0,060875	0,07429583	0,53308333	-0,4587875	0,18466667	0,1619875	0,02267917	0,1351625	0,02777083	0,10739167

TABLEAU DE LA SYMETRIE CANALAIRE (WAVE ONE)

BIBLIOGRAPHIE

1. Aguiar CM, Câmara AC. Radiological evaluation of the morphological changes of root canals shaped with ProTaper for hand use and the ProTaper and RaCe rotary instruments. *Aust Endod J.* 2008 ; 34 : 115-9.
2. Ahlquist M, Henningsson O, Hultenby K, Ohlin J. The effectiveness of manual and rotary techniques in the cleaning of root canals: A scanning electron microscopy study. *Int Endod J.* 2001 ; 34 : 533-7.
3. Ayar LR, Love RM. Shaping ability of Profile and K3 rotary NI-TI instruments when used in a variable tip sequence in simulated curved root canals. *Int Endod J.* 2004 ; 37 : 593-601.
4. Berutti E, Paolino DS, Chiandussi G, Alovisi M, Cantatore G, Castellucci A, Pasqualini D. Root Canal Anatomy Preservation of WaveOne Reciprocating Files with or without Glide Path. *J Endod.* (a) 2012 ; 38 : 101-4.
5. Berutti E, Chiandussi G, Paolino DS, Scotti N, Cantatore G, Castellucci A, Pasqualini D. Canal shaping with WaveOne Primary reciprocating files and ProTaper system: a comparative study. *J Endod.* (b) 2012 ; 38 : 505-9.
6. 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. *Int Endod J.* 2012 ; 5 : 449-61.
7. Calberson LG, Deroose CAJG, Hommez GMG, de Moor RJG. Shaping ability of ProTaper nickel-titanium files in simulated resin root canals. *Int Endod J.* 2004 ; 37: 613-23.

8. Donald C, Herbert YU, Shilder H. Cleaning and shaping the apical third of a root canal system. *Gen Dent.* 2001 ; 49 : 266-70.
9. Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickel titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *J Endod.* 2008 ; 34 : 1406–9.
10. Hulsmann M, Rummelin C, Schäfers F. Root canal cleanliness after preparation with different endodontic hand pieces and hand instruments: A comparative SEM investigation. *J Endod.* 1997 ; 23 : 301–6.
11. Igbal A. Antimicrobial irrigants in the endodontic therapy *Int J Health Sci.* 2012 ; 6 :186-92.
12. Kim HC, Kwak SW, Cheung GSP, Ko DH, Chung SM, Lee W. Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. *JOE.* 2012 ; 38 : 541-4.
13. Kum KY, Spangberg I, Chab Y. Shaping ability of 3 profile rotary instrumentation techniques in simulated resin root canals. *J Endod.* 2000 ; 26 : 719-23.
14. Kuzekanani M, Walsh LJ, Ali Yousefi M. Cleaning and shaping curved root canals: Mtwo vs ProTaper instruments, a lab comparison. *Indian J Dent Res.* 2009 ; 20 : 268-70.
15. Lim YJ, Park SJ, Kim YC, Min KS. Comparison of the centering ability of WaveOne and Reciproc nickel-titanium instruments in simulated curved canals. *RDE.* 2013 ; 38 : 21-5.
16. Luo HX, Huang DM, Jia LH, Luo SG, Gao XJ, Tan H, Zhou XD. Shaping ability of multi-taper nickel-titanium files in simulated resin curved root canal. *Int Endod J.* 2006 ; 24 : 339-42.

17. Moore J, Fitz-Walter P, Parashos P. A micro-computed tomographic evaluation of apical root canal preparation using three instrumentation techniques. *Int Endod J.* 2009 ; 42 : 1057-64.
18. Morgan LF, Montgomery S. An evaluation of the crown-down pressureless technique. *J Endod.* 1984 ; 10 : 491-8.
19. Peters OA, Schonenberger K, Laib. A Effects of four Ni-Ti preparation techniques on root canal geometry by micro computed tomography. *Int Endod J.* 2001 ; 34 : 221–30.
20. Schafer E, Erler M, Dammaschke T. Comparative study of the shaping ability and cleaning efficiency of rotary Mtwo instruments: Part 1: Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J.* 2006 ; 39 :196-202.
21. Schäfer E, Vlassis M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J.* 2004 ; 37: 239–48.
22. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am.* 1974 ; 18 : 269–96.
23. Subha N, Vimal K, Sikri VK. Comparative evaluation of surface changes in four Ni-Ti instruments with successive uses- An SEM study *J Conserv Dent.* 2011 ; 14 : 282-6.
24. Thompson SA, Dummer PM. Shaping ability of Lightspeed rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. *J Endod.* (a) 1997 ; 23 : 698-702.

25. Thompson SA, Dummer PM. Shaping ability of Lightspeed rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 2. J Endod. (b) 1997; 23 : 742-7.
26. Thompson SA, Dummer PM. Shaping ability of ProFile.04 Taper Series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. Int Endod J. (c) 1997 ; 30 : 1-7.
27. Thompson SA, Dummer PM. Shaping ability of ProFile.04Taper29 Series Part 2. Int Endod J. (d) 1997; 30 : 8-15.
28. Veltri M, Mollo A, Pini PP, Ghelli LF, Balleri P. In vitro comparison of shaping abilities of ProTaper and GT rotary files. J Endod. 2004 ; 30: 163-6.
29. Veltri M, Mollo A, Mantovani P. A comparative study of Endoflare Hero shaper and Mtwo NiTi instruments in the preparation of curved root canals. Int Endod J. 2005 ; 38 : 610-6.
30. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files J Endod. 1988 ; 14 : 346-57.
31. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. Int Endod J. 2008 ; 41 : 339-44.
32. Ye J, Gao Y. Metallurgical characterization of M-Wire nickel titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. J.Endod. 2012 ; 38 : 105-7.
33. Yun H, Kim SK. A comparison of the shaping abilities of 4 nickel-titanium rotary instruments in simulated root canals. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radio Endod. 2003 ; 95: 228-33.

DELAGE Simon – La préparation endodontique par instrument unique - Etude comparative in vitro de la mise en forme canalaire du Protaper®/Wave One®

(Thèse : Chir. Dent. : Lyon : 2013.028)

N°2013 LYO 1D 028

Résumé : L'évolution constante des instruments en endodontie a permis le développement de séquences instrumentales réduites et simples d'utilisation. Ainsi, l'apparition des séquences dites « monoinstrumentales » a permis une mise en forme canalaire en peu de temps et de façon très sécurisante pour le praticien tout en respectant les impératifs biologiques et mécaniques de la préparation. L'objectif de ce travail a été de réaliser une étude comparative sur bloc en plexiglas de la mise en forme canalaire par le système Protaper® et le système WaveOne®.

Après avoir rappelé les bases de l'endodontie, et les caractéristiques du WaveOne® (mouvement de réciprocité et alliage M-Wire®), nous exposerons les objectifs de l'étude, le protocole expérimental, puis les résultats.

A travers la littérature, les différents protocoles et résultats ont été étudiés. Il en résulte que si l'expérimentation sur dent vivante se rapproche le plus de la clinique, les Endo Training Blocs® sont une alternative fiable et reproductible de l'étude de certains paramètres du traitement canalaire.

Les résultats mettent en évidence un maintien de la longueur de travail pour les deux systèmes étudiés sans différence statistiquement significative. L'étude de la symétrie montre que le système WaveOne® engendre une préparation en direction centripète pour deux des cinq points de référence étudiés alors que le système ProTaper® ne l'engendre que pour un seul point.

Il apparait que le système WaveOne® doit être manipulé avec précautions afin de ne pas faire de stripping, en particulier lorsque le praticien est novice. Toutefois, il est important de valider ces résultats par une étude sur dent naturelle.

Rubrique de classement :

ENDODONTIE

Mots clés :

- Mise en forme
- WaveOne®
- ProTaper®
- Endo Training Blocs®

Mots clés en anglais :

- Shaping ability
- WaveOne®
- ProTaper®
- Endo Training Blocs®

Jury :

Président :
Assesseurs :

Monsieur le Professeur Pierre Farge
Madame le Professeur Dominique Seux
Madame le Docteur Anne-Gaëlle Chaux-Bodard
Monsieur le Docteur Cyril Villat

Adresse de l'auteur :

Simon, delage
494 rue des Bordes 71580 saillenard