



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

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

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

Contact : ddoc-thesesexercice-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

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

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

**ACADEMIE DE NANCY-METZ
UNIVERSITE DE LORRAINE
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE**

Année 2013

N° 6591

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

Par

BON Gautier

Né le 13 avril 1988 à Saverne (67)

**LES INSTRUMENTS DE ROTATION CONTINUE EN ENDODONTIE : LES SPECIFICITES DU
SYSTEME RaCe® FKG**

Présentée et soutenue publiquement le

18 octobre 2013

Examineurs de la thèse :

Pr J.M. MARTRETTE

Dr E. MORTIER

Dr R. BALTHAZARD

Dr Y. SIMON

Professeur des Universités

Maître de Conférences des Universités

Assistant Hospitalo-Universitaire

Ancien A.H.U.

Président

Juge

Juge

Juge

Vice-Doyens : Pr Pascal AMBROSINI – Pr Francis JANOT - Dr Céline CLEMENT

Membres Honoraires : Dr L. BABEL – Pr. S. DURIVAUX – Pr A. FONTAINE – Pr G. JACQUART – Pr D. ROZENCWEIG - Pr M. VIVIER

Doyen Honoraire : Pr J. VADOT

Sous-section 56-01 Odontologie pédiatrique	Mme M. Mlle Mme Mlle	<u>DROZ Dominique (Desprez)</u> PREVOST Jacques JAGER Stéphanie JULHIEN-COSTER Charlotte LUCAS Cécile	Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistante* Assistante Assistante
Sous-section 56-02 Orthopédie Dento-Faciale	Mme M. Mlle M.	<u>FILLEUL Marie Pierryle</u> GEORGE Olivier BLAISE Claire EGLOFF Benoît	Professeur des Universités* Maître de Conf. Associé Assistante Assistant
Sous-section 56-03 Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale	Mme M. M.	<u>CLEMENT Céline</u> JANOT Francis CAMELOT Frédéric	Maître de Conférences* Professeur Contractuel Assistant
Sous-section 57-01 Parodontologie	M. Mme M. M. Mlle M.	<u>AMBROSINI Pascal</u> BISSON Catherine MILLER Neal PENAUD Jacques BÖLÖNI Eszter JOSEPH David	Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Maître de Conférences Assistante Assistant
Sous-section 57-02 Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique Anesthésiologie et Réanimation	M. M. M. M. M. M. Mme M.	<u>BRAVETTI Pierre</u> ARTIS Jean-Paul VIENNET Daniel WANG Christian BAPTISTA Augusto-André CURIEN Rémi GUILLET-THIBAUT Julie MASCHINO François	Maître de Conférences Professeur 1er grade Maître de Conférences Maître de Conférences* Assistant Assistant Assistante* Assistant
Sous-section 57-03 Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)	M. M. M.	<u>WESTPHAL Alain</u> MARTRETTE Jean-Marc YASUKAWA Kazutoyo	Maître de Conférences* Professeur des Universités* Assistant Associé
Sous-section 58-01 Odontologie Conservatrice, Endodontie	M. M. M. M. Mlle M.	<u>ENGELS-DEUTSCH Marc</u> AMORY Christophe MORTIER Eric BALHAZARD Rémy PECHOUX Sophie VINCENT Marin	Maître de Conférences Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant* Assistante Assistant
Sous-section 58-02 Prothèses (Prothèse conjointe, Prothèse adjointe partielle, Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale)	M. M. M. M. Mlle Mlle M. M. M. Mme	<u>DE MARCH Pascal</u> LOUIS Jean-Paul ARCHIEN Claude SCHOUVER Jacques CORNE Pascale CORROY Anne-Sophie LACZNY Sébastien MAGNIN Gilles RIFFAULT-EGUETHER Amélie	Maître de Conférences Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistante Assistante Assistant Assistant Assistant
Sous-section 58-03 Sciences Anatomiques et Physiologiques Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie	Mlle M. Mme M. M.	<u>STRAZIELLE Catherine</u> RAPIN Christophe (Sect. 33) MOBY Vanessa (Stutzmann) SALOMON Jean-Pierre HARLE Guillaume	Professeur des Universités* Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistant Associé

*Par délibération en date du 11 décembre 1972,
la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que
les opinions émises dans les dissertations
qui lui seront présentées
doivent être considérées comme propres à
leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner
aucune approbation ni improbation.*

A NOTRE PRESIDENT DE THESE,

Monsieur le Professeur Jean-Marc MARTRETTE

Docteur en Chirurgie Dentaire

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Doyen de la Faculté d’Odontologie de Nancy

Chef de Service du CSERD de Nancy

Docteur en Sciences Pharmacologiques

Habilité à diriger des recherches

Sous-section : Sciences biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, Génétique, Anatomie Pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)

Nous apprécions l’honneur que vous nous avez fait en acceptant spontanément de présider le jury de notre thèse.

Nous vous prions de trouver ici le témoignage de notre gratitude.

A NOTRE JUGE ET CO-DIRECTEUR DE THESE

Monsieur le Docteur Eric MORTIER

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université Henri Poincaré, Nancy

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Sous-section : Odontologie Conservatrice – Endodontie

*Nous vous remercions d'avoir accepté
de co-diriger ce travail.*

*Nous n'oublierons jamais la qualité de
l'enseignement que vous nous avez dispensé
et les valeurs humaines que vous nous avez
inculquées.*

*Puisse ce travail refléter notre sincère
admiration et notre immense
respect...merci.*

A NOTRE JUGE ET DIRECTEUR DE THESE

Monsieur le Docteur Rémy BALTHAZARD

Docteur en Chirurgie Dentaire

Assistant Hospitalo-Universitaire

Sous-section : Odontologie Conservatrice – Endodontie

*Vous nous avez fait l'honneur de
diriger cette thèse.*

*Nous avons été très touchés par votre
confiance, votre disponibilité, vos conseils et
votre investissement dans la réalisation de
ce travail.*

*Nous voulons exprimer ici notre
immense gratitude et notre sympathie...*

Sincèrement, mille mercis.

A NOTRE JUGE

Monsieur le Docteur Yorick SIMON

Docteur en Chirurgie Dentaire,
Ancien Assistant Hospitalo-Universitaire
Sous-section : Odontologie Conservatrice – Endodontie

*Nous vous remercions d'avoir accepté
de participer à notre jury de thèse.*

*Votre disponibilité, vos précieux
conseils et votre gentillesse ont su nous
guider jusqu'à ce jour.*

*Veillez trouver dans ce travail le
témoignage de notre sincère
reconnaissance.*

À mes parents en or, vous qui avez toujours été à mes côtés pour me soutenir dans les moments difficiles, me rassurer dans les moments de doutes et sublimer les moments heureux...je vous aime de tout mon cœur et vous dédie ce travail,

À Damien (« Grand gros ») et **Cécile** (« Canaillou »), je suis très fier de vous et vous souhaite tout le bonheur que vous méritez,

À Jérôme, pour ton soutien, la joie et le bonheur que tu m'apportes chaque jour. Reste qui tu es...je t'aime.

À Marylise, pour le plaisir que j'ai à te retrouver à chaque fois et pour les merveilleux moments qu'on passe ensemble, (et pour notre passion commune pour quelques émissions dont je tairai le nom) ;)

À ma famille Lyonnaise (Papi, Mamie, Tatie, Jean-Luc, Amélie, David, Roméo, Nadège, Yann, Flora, et les autres), vous comptez tous énormément pour moi, tellement de bons souvenirs et de fous rires partagés, je vous aime,

À Mamie Solange, même si on ne s'est pas vus depuis plusieurs années, tu as toujours ta place dans mon cœur, et j'espère te revoir bientôt,

À Papi Léo, tu es parti bien trop tôt, je ne t'oublie pas et je suis sûr que tu gardes un œil bienveillant sur nous tous, tu me manques...

À la famille De Sousa,

À **Aurel'**, maaaaaaaaa ptite chouette, 1^{er} consommateur mondial de pneus Michelin depuis 2012 (et de pâtes au Cunillesse), fan d'Ameno et autre Baywatch, ne change rien maaaaaa ptite galette, degueu Wowo !

À **Baba**, à nos innombrables fous rires depuis le lycée (Teuteuuuuuuu ! hmmm voilààà...), à nos coups de gueule (heureusement rares !), à notre amitié sans faille,

À **Poupou**, maaaaaaaaa ptite Poupou, grande protectrice de Chatte Chatop et parachutiste émérite, merci de m'avoir accueilli pendant plusieurs années sur le vénéré (et regretté) canapé ;)

À **Benjtop**, le pro de la « mise en boîte », merci pour ton enseignement éclair de la Wave Board...en plein milieu d'un golf o_O ! Bréchtette !

À **Alice**, mon épouse, ta beauté n'a d'égal que ta passion pour les poneys (et celle pour Chôneu Pôle). Ne cesse jamais de nous régaler de tes délicieuses pâtisseries et surtout de ton succulent punch lorrain ;)

À **Maxou**, pêcheur de poulpe de fils en fils, continue de nous faire rêver avec tes talents de harponnier. Tâche de ne jamais trop t'éloigner de Nancy...des fois que j'aie besoin de tes services d'homme de main (avec Baba) !

À **Lolo**, Ô sublime protectrice des ours polaires (en porcelaine) et des châtââtoooooooooons ! Continue de nous éblouir de tes talents d'artiste et de cuisinière (ou de cantinière → Grimaud 2013) ;)

À **Soso, la asssss**, ma « confidente », la plus grande poisseuse de tous les temps ;), ça fait 6 ans que tu nous fais marrer par tes anecdotes toutes plus improbables les unes que les autres...ne change rien (mais essaie de casser moins de trucs)

À **Poloff**, toujours partante pour un ptit godet, une virée dans le chalet de granny, un weekend à Rouen ;) ou un nénette,

À **Brouns**, amateur de furets, crevettes, fourmis et futur possesseur d'un chat dénommé « Nêwô », merci de nous avoir initiés aux cocktails en gelée et à la sangria « pouce » ;)

À **Silvou**, Dj officiel de nos soirées depuis 6 ans, 3^{ème} cause de notre perte d'acuité auditive derrière les ultrasons et l'aspi du cabinet,

À **Pinou**, pour nos virées sur les routes mosellanes et bourguignonnes...à quand la route 66 en Harley ?!

À **Bich**, à quand les prochains nêms ? et les prochains rouleaux de printemps ? ;)

À **Clément et Prissou**, je vous envoie mille doux baisers et espère pouvoir prochainement (re)profiter de la clémente météo bretonne ;)

À tous les autres, Verzille et Lézarde, Valou, Raphi loulou (Hey you !), Elodie, Marion, Flotop (climax !), Dédé (dédéééééééééééééééé), Polo Malo (jolie tanagra) et Mimi (Larmina), Stephtaupe, JP (reVolt !), Anthony (Mastermind) et Emilie, Flo (belle blonde) et Tiphaine (belle brune), Marina, Estelle, Cécile, Chloë, Vicky...

...et à tous mes potes du Sud-Ouest.

**LES INSTRUMENTS DE ROTATION CONTINUE EN
ENDODONTIE : LES SPECIFICITES DU SYSTEME RaCe® FKG**

Sommaire

Liste des figures

Liste des tableaux

Introduction

I. Historique de l'instrumentation canalaire

II. L'acier inoxydable

III. Le nickel-titane

IV. Spécificités du système RaCe® FKG

V. Etude de la flexibilité du système RaCe®

Conclusion

Bibliographie

Table des matières

Liste des figures

Figure 1 : technique du <i>step-back</i> (http://www.univ-brest.fr/UFR_ODONTOLOGIE/documents/OCE/Prep%20endo.pdf)	25
Figure 2 : lime Rispi® (source : Micro-Mega)	27
Figure 3 : contre-angle Giromatic® (source : Micro-Mega)	27
Figure 4 : un mouvement en trois étapes (http://www.univ-brest.fr/UFR_ODONTOLOGIE/documents/OCE/Prep%20endo.pdf)	28
Figure 5 : dynamique instrumentale dans la technique des forces équilibrées (d'après Roanne, 1985)	28
Figure 6 : les quatre temps opératoires du <i>crown-down</i> (http://www.univ-brest.fr/UFR_ODONTOLOGIE/documents/OCE/Prep%20endo.pdf)	29
Figure 7 : lime de type K (source : Micro-Mega)	30
Figure 8 : lime de type H ou racleur (source : Micro-Mega)	31
Figure 9 : limes K-Flex® à matrice rhomboïde (source : Sybronendo)	32
Figure 10 : Flexofile® (source : Dentsply-Maillefer) à matrice triangulaire vue au MEB (http://4.bp.blogspot.com/-tRLTwxiJ2SQ/T9TLjEnSGhI/AAAAAAAAACyc/4v6s1PErIFA/s1600/Picture7.jpg)	32
Figure 11 : Flexoreamer® (source : Dentsply-Maillefer) vue au MEB (http://3.bp.blogspot.com/-HXRAYZDDaOc/T9TJQuJwDUI/AAAAAAAAACyU/byrsgyJ21pM/s1600/Picture6.jpg)	32
Figure 12 : lime Flexicut® à matrice quadrangulaire (source : Schwed Antaeos)	32
Figure 13 : pointe non travaillante du Flex-R-File® en microscopie électronique à balayage (d'après Ingle et Bakland, 2002)	33
Figure 14 : section en double hélice des limes Unifile® (source : Dentsply-Maillefer)	33
Figure 15 : Flexogates® et sa pointe non travaillante (http://www.endodonziamauventuri.it/Strumentario%20manuale/Flexogates%20-%20Handy%20Gates%20-%20Ingle.jpg)	33
Figure 16 : angles d'hélice d'une lime H et d'une lime K (schémas réalisés à partir de https://ecm.univ-rennes1.fr/nuxeo/site/esupversions/9bd72a79-1aee-4428-a472-a1cb59bf9697/chainedit2/site/html/medias/schemas/tp4/schema-002.jpg)	37
Figure 17 : angles de coupe négatif (-) ou positif (+) (http://www.oralhealthgroup.com/issues/image.aspx?src=/daily_images/108626-45722.jpg&size=170)	38
Figure 18 : exemples d'instruments manuels en acier inoxydable, à pointe travaillante et non travaillante (http://www.univ-brest.fr/UFR_ODONTOLOGIE/documents/OCE/Prep%20endo.pdf)	38
Figure 19 : exemples de déformations apicales avec les instruments manuels en acier inoxydable (d'après Lasfargues, 1997)	39
Figure 20 : Alésoir Giromatic® (source : Micro-Mega)	40
Figure 21 : Giro-Pointer® N°50 (source : Micro-Mega)	40
Figure 22 : Giro-Files® (source : Micro-Mega)	40
Figure 23 : Rispi® (source : Micro-Mega)	40
Figure 24 : Heli-Giro-Files® (source : Micro-Mega)	40
Figure 25 : système Endo-Express® (http://dentistrytoday.com/Media/EditLiveJava/1010_EssentialDental.jpg)	41
Figure 26 : méplat des instruments SafeSiders® (d'après Wan et coll., 2010)	41
Figure 27 : structure cubique à faces centrées (http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/c/c9/Cubic-face-centered.svg/109px-Cubic-face-centered.svg.png)	44
Figure 28 : aspects macro et microscopiques des formes austénitiques et martensitiques d'un alliage NiTi (http://webdocs.cs.ualberta.ca/~database/MEMS/sma_mems/img/phase2.gif)	45

Figure 29 : déformation élastique de l'austénite sous l'effet d'une contrainte (http://umvf.univ-nantes.fr/odontologie/enseignement/chap16/site/html/images/figure5.jpg)	46
Figure 30 : pourcentage de phase austénite/martensite en fonction de la température (http://umvf.univ-nantes.fr/odontologie/enseignement/chap16/site/html/1_11_111_1.html)	51
Figure 31 : efficacité de coupe majorée par la réduction de la surface de coupe (d'après Lasfargues, 1997)	52
Figure 32 : déformation résiduelle en fonction de la torsion d'instruments en acier inoxydable et en NiTi	52
Figure 33 : exemple d'instrument RaCe® « déspiralisé » (photographie personnelle)	52
Figure 34 : surfaces instrumentales vue au MEB avant (à gauche) et après (à droite) fracture (d'après Kim, 2011)	53
Figure 35 : profils des instruments NiTi (http://www.lecourrierdudentiste.com/dossiers-du-mois/introduction-du-nickel-titane-en-endodontie.html)	55
Figure 36 : longueur du pas de vis constante sur un même instrument mais variable d'un instrument à l'autre	56
Figure 37 : longueur du pas de vis variable sur un même instrument de la gamme ProTaper® (source : Dentsply-Maillefer)	56
Figure 38 : angle de coupe négatif (à gauche) ou positif (à droite) (source : Sybronendo)	57
Figure 39 : instruments HERO Shaper®, PreRaCe® et LightSpeed® (sources : Micro-Mega, FKG, Sybronendo)	57
Figure 40 : de gauche à droite on retrouve une conicité croissante depuis la pointe de l'instrument, décroissante depuis la pointe et constante sur toute la longueur instrumentale (www.lescoursdentaire.info/802html.html)	58
Figure 41 : instruments à lames actives (http://dental-research.com/journal/Vol1_No1_2011/4_Ozkan_ADIGUZEL_files/image002.gif)	59
Figure 42 : instruments à méplats radians (http://dental-research.com/journal/Vol1_No1_2011/4_Ozkan_ADIGUZEL_files/image002.gif)	60
Figure 43 : profil instrumental d'un instrument Quantec® (http://rootcanaltreatment.blogspot.fr/2011_07_01_archive.html)	65
Figure 44 : système Quantec® (source : Sybronendo)	66
Figure 45 : système ProFile® (source : Dentsply-Maillefer)	67
Figure 46 : section transversale d'un instrument HERO 642® (d'après Machtou, 1993)	69
Figure 47 : instruments HERO 642® (source : Micro-Mega)	70
Figure 48 : séquences instrumentales en <i>CROWN-DOWN</i> recommandées par Micro-Mega en fonction de la difficulté du cas à traiter (source : Micro-Mega)	71
Figure 49 : instruments ProTaper® (source : Dentsply-Maillefer)	72
Figure 50 : une déformation instrumentale réversible par traitement thermique (source : Coltene)	73
Figure 51 : séquence Hyflex CM® (source : Coltene)	74
Figure 52 : section triangulaire (à la pointe) puis quadrangulaire d'un instrument Hyflex CM® au MEB (d'après Rieger, 2012)	74
Figure 53 : instruments WaveOne® (Dentsply-Maillefer)	75
Figure 54 : instruments Reciproc® (source : VDW)	76
Figure 55 : section en « S » du Reciproc® (http://www.qedendo.co.uk/acatalog/fig4.jpg)	77
Figure 56 : One Shape® et sa section variable (source : Micro-Mega)	79
Figure 57 : profil instrumental unique du système RaCe® au MEB (source : FKG)	81
Figure 58 : état de surface d'un instrument RaCe® en MEB avant et après traitement électrochimique (d'après Tripi et coll., 2006)	82
Figure 59 : Safety Memo Disc® disponibles en bleu, jaune, noir et transparent (source : FKG) ...	83
Figure 60 : jauge de courbure (source : FKG)	83
Figure 61 : un ou plusieurs pétale(s) est (sont) retiré(s) après chaque utilisation (source : FKG) ..	83

Figure 62 : bagues colorées renseignant sur la conicité et le diamètre de l'instrument (source : FKG)	84
Figure 63 : contre-angle motorisé Rooter® (source : FKG)	85
Figure 64 : séquence Easy RaCe® (source : FKG)	85
Figure 65 : séquence Xtreme RaCe® (source : FKG)	86
Figure 66 : instruments iRaCe® (FKG) et exemple d'une 47 préparée avec la séquence iRaCe® (source : Dr Khayat pour FKG)	87
Figure 67 : iRaCe® Plus (FKG) et exemples d'une 16 et d'une 34 préparées avec la séquence iRaCe® Plus (source : Dr Khayat pour FKG)	88
Figure 68 : diamètre apical idéal de la préparation endodontique en fonction du canal traité (source : FKG)	88
Figure 69 : <i>Basic Set</i> BioRaCe® (source: FKG)	89
Figure 70 : <i>Extended Set</i> BioRaCe® (source : FKG)	90
Figure 71 : exemples de préparations avec la séquence BioRaCe® (cas des Dr Debelian et Trope pour FKG).....	90
Figure 72 : instruments Scout RaCe® (source : FKG)	91
Figure 73 : instruments RaCe iso 10® (source : FKG)	92
Figure 74 : instruments DR1 (en haut) et DR2 (en bas) de la séquence D-RaCe® (source : FKG)	92
Figure 75 : bloc en résine à courbure unique utilisé lors de l'étude	96
Figure 76 : bloc en résine à double courbure utilisé lors de l'étude	96
Figure 77 : photographies du bloc 1 montrant les différentes étapes de mise en forme canalaire associées à la séquence iRaCe®	97
Figure 78 : photographies du bloc 2 avant et après préparation canalaire.....	97
Figure 79 : photographies du bloc 3 avant et après préparation canalaire.....	98
Figure 80 : photographies du bloc 4 avant et après préparation canalaire.....	98
Figure 81 : photographies du bloc 5 avant et après préparation canalaire montrant un léger élargissement du foramen apical.....	99
Figure 82 : photographies du bloc 6 avant et après préparation canalaire montrant un léger élargissement du foramen apical.....	99
Figure 83 : superposition des clichés pré et post opératoires des blocs 1 à 6	100
Figure 84 : photographies du bloc 7 montrant les différentes étapes de mise en forme canalaire associées à la séquence iRaCe® Plus. On remarque également la présence d'un bouchon apical après passage du R2 éliminé à l'aide d'une lime MMC® 15/100 mm.....	101
Figure 85 : photographies du bloc 8 avant et après préparation canalaire.....	102
Figure 86 : photographies du bloc 9 avant et après préparation canalaire.....	102
Figure 87 : photographies du bloc 10 avant et après préparation canalaire.....	103
Figure 88 : photographies du bloc 11 avant et après préparation canalaire.....	103
Figure 89 : photographies du bloc 12 avant et après préparation canalaire.....	104
Figure 90 : superposition des clichés pré et post opératoires des blocs 7 à 12	105
Figure 91 : superposition la préparation du bloc 11 (iRaCe® Plus - flèches jaunes) avec le bloc 3 (iRaCe® - flèches bleues).....	106
Figure 92 : photographies du bloc 13 montrant les différentes étapes de mise en forme canalaire associées à la séquence Scout RaCe® puis R1b et R2	107
Figure 93 : photographies du bloc 14 avant préparation (1), après passage de la séquence Scout RaCe® (2) et après préparation canalaire (3)	108
Figure 94 : photographies du bloc 15 avant préparation (1), après passage de la séquence Scout RaCe® (2) et après préparation canalaire (3)	108
Figure 95 : photographies du bloc 16 avant préparation (1), après passage de la séquence Scout RaCe® (2) et après préparation canalaire (3)	109

Figure 96 : photographies du bloc 17 avant préparation (1), après passage de la séquence Scout RaCe® (2) et après préparation canalaire (3)	109
Figure 97 : superposition des clichés pré et post opératoires des blocs 13 à 17	110

Liste des tableaux

Tableau 1 : composition chimique des aciers 303 et 304 (d'après Arbab-Chirani et coll., 2010)...	35
Tableau 2 : principales propriétés mécaniques des aciers 303 et 304 (d'après Arbab-Chirani et coll., 2010)	36
Tableau 3 : composition chimique du titane « commercialement pur » selon la norme DIN 17850 (d'après Kurdyk, 1997).....	43
Tableau 4 : principales propriétés mécaniques des alliages nickel-titane (d'après Gotthard et Lehnert, 2001).....	47

Introduction

Le traitement endodontique, au vue de la difficulté de réalisation de cet acte, est souvent source de stress pour le chirurgien dentiste. C'est acte qui requiert rigueur, concentration et précision et dont l'objectif principal est d'assurer la pérennité de l'organe dentaire.

Les progrès réalisés dans de nombreux domaines tels que la biologie cellulaire, la bactériologie, les biomatériaux et la mécanique ont permis de mieux appréhender le traitement endodontique. Des notions comme l'asepsie, l'antisepsie et l'ergonomie ont ainsi fait leur apparition en endodontie.

La maîtrise de l'acier et de son usinage a abouti à la création des premiers instruments endodontiques à la fin du XIX^e siècle. Avec l'avènement de l'acier inoxydable, la mécanisation de l'instrumentation canalaire puis la mise au point du nickel-titane, l'endodontie a connu successivement des révolutions majeures. Ce dernier alliage a permis la fabrication d'instruments aux propriétés particulièrement adaptées aux exigences du système endodontique et l'apparition d'une nouvelle approche mécanisée de la préparation canalaire : la rotation continue.

La tendance actuelle des fabricants est de simplifier les protocoles en diminuant le nombre d'instruments et d'étapes nécessaires afin de diminuer le temps clinique, d'améliorer l'ergonomie de travail et d'assurer une meilleure reproductibilité des préparations canalaires.

Après un historique des évolutions thérapeutiques, instrumentales et des concepts de mise en forme canalaires, nous verrons comment l'alliage de nickel-titane s'est imposé aux côtés de l'acier inoxydable et a pris une place omniprésente dans le monde de l'endodontie moderne.

Nous nous intéresserons alors aux propriétés et caractéristiques ainsi qu'aux avantages et inconvénients des instruments endodontiques en acier inoxydable puis de ceux en nickel-titane.

Ensuite, nous porterons notre attention sur les instruments RaCe® du fabricant suisse FKG Dentaire et nous en présenterons les nombreuses spécificités.

Ce travail s'achèvera avec une étude expérimentale de la flexibilité des instruments RaCe® par la préparation de canaux artificiels dans des blocs de résine.

1. Historique de l'instrumentation canalaire

1.1. La mise en forme canalaire

L'histoire de l'endodontie a débuté il y a deux mille ans, vers -100 avant Jésus Christ avec Archigènes d'Apamée qui avança l'idée de la trépanation dentaire, reprise au X^e siècle par Rhazès puis Avicenne, afin de soulager les douleurs dentaires par « l'écoulement des humeurs provenant d'une inflammation pulpaire » (Boissier, 1927 ; Narboni-Feredj, 1985).

Du XVIII^e au début du XIX^e siècle, de nombreux procédés ont été mis en œuvre afin de traiter les urgences douloureuses. On retrouve, parmi eux, la cautérisation pulpaire au fer rouge, avec des tiges métalliques ou avec des stylets de platine chauffés à la flamme. Elle pouvait être également obtenue par l'application d'une boulette de coton imprégnée de produits chimiques caustiques tels que l'ammoniaque et divers acides (chlorhydrique, nitrique ou encore sulfurique). La cavité était obturée à la cire afin d'éviter que le produit utilisé n'entre en contact avec la muqueuse buccale, et l'opération était renouvelée quelques minutes plus tard. Cependant, la surinfection survenait de façon presque inéluctable quelques jours ou mois plus tard (Berard, 1994).

L'aurification dentaire, inventée au XV^e siècle par Giovanni d'Arcoli, intéressa également quelques praticiens : une feuille d'or était mise en place dans le canal et permettait une obturation depuis l'apex jusqu'à la couronne (Hoffman-Axthelm, 1981).

Il faudra attendre le milieu du XIX^e siècle (en 1862) pour que Hunter décrive la notion de « triade endodontique » imposant une instrumentation du canal. Celle-ci repose sur l'éviction du paquet vasculo-nerveux, le nettoyage du canal (parage) et l'obturation (fermeture) de ce dernier (Dechaume et Huard, 1977). Cette révolution dans le monde de l'endodontie n'a été possible que grâce à l'essor fulgurant de l'instrumentation canalaire (broches et tire-nerfs), des techniques nouvelles d'asepsie (digue mise au point par Barnum en 1864), d'antisepsie (médications antibiotiques) et d'obturation canalaire (ciments endodontiques et gutta percha).

En France, en 1976, Marmasse propose une autre triade endodontique caractérisée par les étapes suivantes : « pénétration, désinfection, obturation ». Deux ans plus tôt, aux Etats-Unis, Schilder en décrivait déjà une autre fondée sur « le nettoyage et la mise en forme du canal en vue de son obturation » (Schilder, 1974). Il établit alors une liste de cinq objectifs mécaniques

permettant la mise en forme canalaire favorisant l'éviction du contenu organique du système canalaire et sa désinfection (Schneider, 1971).

Ces objectifs sont les suivants :

- donner une forme conique et régulière au canal favorisant un meilleur débridement, une meilleure irrigation ainsi qu'une instrumentation plus aisée de la région apicale, et surtout une obturation tridimensionnelle étanche et précise à la longueur de travail grâce à la convergence des parois (*tug back* ou friction au retrait),
- réaliser une préparation tridimensionnelle du canal tout en respectant sa forme originelle : c'est le principe de l'élargissement homothétique,
- maintenir la courbure apicale et la position initiale du foramen : ce dernier ne doit pas être déchiré ou déplacé au cours des manœuvres instrumentales,
- respecter la taille du foramen pour favoriser la cicatrisation des structures apicales. La sur-instrumentation apicale recommandée par certains auteurs n'est pas nécessaire et peut même être préjudiciable à la bonne cicatrisation de la région apicale. D'une manière générale, l'action répétée et contrôlée d'instruments de faibles diamètres suffit à amener la solution d'irrigation jusqu'à cette zone.
- préserver les structures dentaires résiduelles : afin d'éviter les perforations et les fractures radiculaires. Une attention toute particulière doit être apportée à la zone de furcation au cours du débridement des entrées canales, en favorisant un appui pariétal sur les parois opposées à celle-ci.

La présence de courbures canales quasi systématique complique grandement la réalisation de ces objectifs. L'étude de Pineda et Kuttler portant sur 7275 dents a révélé que sur une majorité d'incisives centrales maxillaires, on ne trouvait que 3,1% de canaux rectilignes (Pineda et Kuttler, 1972).

Le nettoyage canalaire qui repose sur l'utilisation synergique de l'action mécanique instrumentale et de l'action chimique de la solution d'irrigation (élimination des tissus organiques

par l'hypochlorite de sodium ou NaClO et des débris minéraux au moyen d'agents chélatants) est facilité par la mise en forme du canal (Machtou, 1993).

Avec l'évolution des formes et des sections des instruments endodontiques en acier inoxydable, les concepts de préparation canalaire se sont multipliés.

1.1.1. La préparation sérielle (Weine, 1970)

Cette technique comporte deux étapes :

- le cathétérisme : il a pour objectifs l'évaluation de la « perméabilité canalaire » (Laurent et coll., 1985) la reconnaissance de l'anatomie endodontique et la détermination précise de la longueur de travail à l'aide d'un cliché radiographique rétro-alvéolaire (entre 0,5 et 1 mm de l'extrémité radiographique du canal). Cette étape est réalisée au moyen d'une lime K d'un diamètre inférieur à 20/100 mm, afin de préserver les cellules de cicatrisation du cône de Kuttler.
- l'élargissement canalaire progressif par le passage de couples de limes K et H en alternance et de diamètres croissants.

1.1.2. Le *step-back*

C'est le principe de la « préparation télescopique » décrite par Mullaney (Mullaney, 1979) qui survient après les étapes suivantes :

- débridement et élargissement des entrées canalaires au moyen de forets de Gates-Glidden,
- détermination de la longueur de travail à l'aide de limes pré-courbées et de faibles diamètres (moins de 20/100 mm),
- élargissement homothétique du canal avec des couples de limes K / limes H de diamètres croissants, toujours amenées à la longueur de travail, jusqu'au passage de la lime apicale maîtresse (LAM).

Lorsque le diamètre de la préparation apicale correspond à celui de la LAM, le *step-back* peut commencer : on utilise des couples de limes K / limes H de diamètres croissants, mais amenés à la longueur de travail diminuée de 1 mm pour le premier couple, puis 2 mm pour le second et

ainsi de suite (figure 1). On obtient alors une préparation « en télescope » que l'on achèvera par un lissage des parois canalaires avec la LAM.

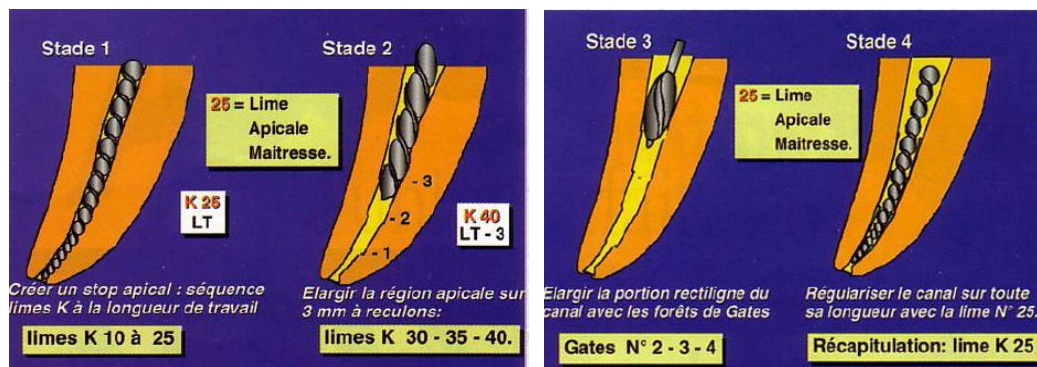


Figure 1 : technique du *step-back* (http://www.univ-brest.fr/UFR_ODONTOLOGIE/documents/OCE/Prep%20endo.pdf)

Selon Schilder, le *step-back*, également connu sous le nom de « rétrogradation-récapitulation », consiste à repasser au couple lime K / lime H (ou broche) précédent à la moindre difficulté rencontrée à l'insertion d'un nouveau couple d'instruments de diamètre plus important. On s'assure ainsi de la vacuité du canal en limitant, de ce fait, les risques de fausse route, de création de butée et de fracture instrumentale en cas de contrainte trop importante.

1.1.3. La séquence opératoire 2/3 – 1/3 (Laurichesse et Santoro, 1971)

Laurichesse propose de standardiser la préparation canalaire manuelle en la divisant en trois parties : la préparation du tiers coronaire, du tiers médian puis du tiers apical. Les tiers coronaire et médian sont préparés dans un premier temps, afin de faciliter l'accès instrumental au tiers apical. Malgré tout, la technique d'alternance entre les limes K et les limes H décrite par Weine reste de mise (Weine et coll., 1970).

1.1.4. *Anticurvature filing technique* (Abou-Rass et coll., 1980)

Proposée pour la première fois au début des années 80 afin de limiter le risque de perforation de la paroi interne des courbures canalaires, cette méthode consiste à diriger la préparation canalaire vers les zones dites « de sécurité », c'est-à-dire vers la paroi externe à la courbure (Stock et Nehamer, 1989).

L'instrumentation se fait manuellement et l'examen radiographique préopératoire devra être scrupuleusement réalisé, afin de déterminer l'intensité des courbures et leur localisation. Les limes seront pré-courbées pour se rapprocher au mieux de la courbure canalaire. La technique du *step-back* vue précédemment peut alors être mise en œuvre.

1.1.5. *Step-down* (Goerig et coll., 1982)

La préparation endodontique est partagée en trois étapes :

- l'accès coronaire : la chambre pulpaire doit être mise de dépouille de manière à ce que les instruments puissent pénétrer dans les entrées canalaires sans la moindre interférence et avec une courbure minimale.
- l'accès radiculaire : cette étape correspond à l'instrumentation des deux premiers tiers coronaires du système canalaire. C'est la technique du *step-down*. Elle permet :
 - un accès plus direct à la région apicale,
 - d'éliminer les interférences dentinaires dans les deux premiers tiers coronaires du canal,
 - d'éliminer la plupart des débris (organiques et minéraux) et des micro-organismes avant l'instrumentation du tiers apical,
 - une meilleure irrigation,
 - la préservation d'une longueur de travail fiable.
- l'instrumentation apicale : le tiers apical est enfin instrumenté selon la technique vue précédemment (cf. 1.1.1.).

1.1.6. L'ampliation séquentielle assistée (Laurichesse et coll., 1982)

En 1980, la technique de préparation canalaire connaît une nouvelle révolution : l'assistance mécanique. Le Rispi® (de Riitano et Spina, figure 2), adapté sur le contre-angle Giromatic® (figure 3), permet de porter la fréquence des mouvements de rotation horaire / anti-horaire en quart de tour à 3000 mouvements / minute (au lieu de 150 huitièmes de tour par minute en technique manuelle). Le mouvement de translation axiale étant assuré par le praticien. D'autres contre-angles, comme l'Endolift® de Kerr, l'Endo-angle® d'Union Broach ou l'Endomat®, offrent des mouvements comparables.



Figure 2 : lime Rispi® (source : Micro-Mega)



Figure 3 : contre-angle Giromatic® (source : Micro-Mega)

Cependant, Frank en 1967, Harty et Stock en 1974, Weine en 1976, ou encore Lehman et Gerstein en 1982, leur reprochèrent tour à tour la perturbation du sens tactile du praticien et privilégièrent donc un retour à l'instrumentation manuelle au moyen de systèmes spécifiques (Flexofile™, Unifile™) pouvant assurer simultanément le cathétérisme et l'élargissement du canal.

1.1.7. Le concept des forces équilibrées (Roanne et coll., 1985)

Cette technique permet de minimiser le phénomène de transport canalaire en utilisant une instrumentation spécifique, les Flex-R-Files®, avec des mouvements alternatifs horaires et anti-horaires.

Le Flex-R-File® est un instrument à pointe non travaillante et usiné de manière à ce que les débris canaux soient éliminés lors des mouvements antihoraires. Du fait de son mode d'utilisation, il n'est pas nécessaire de le pré-courber.

L'instrument est inséré dans le canal par un mouvement de rotation horaire accompagné d'une légère pression en direction apicale. Le mouvement anti-horaire, toujours accompagné d'une pression apicale, permet ensuite de remonter les copeaux dentinaires (figures 4 et 5). Cette pression doit être proportionnelle à la résistance de la lime (plus le diamètre de l'instrument est important, plus la résistance sera grande).

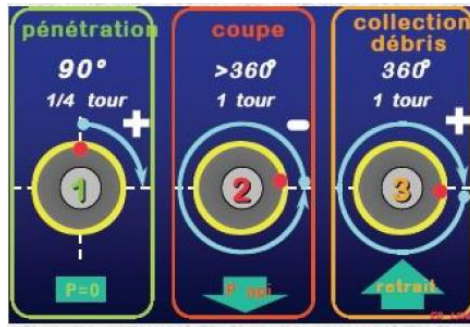


Figure 4 : un mouvement en trois étapes (http://www.univ-brest.fr/UFR_ODONTOLOGIE/documents/OCE/Prep%20endo.pdf)

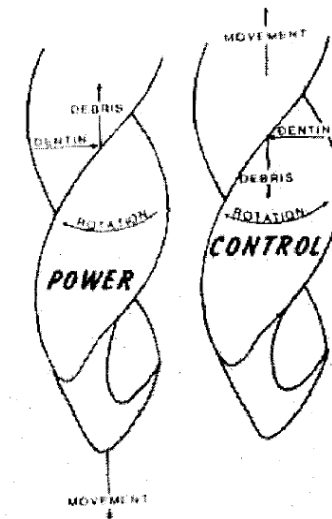


Figure 5 : dynamique instrumentale dans la technique des forces équilibrées (d'après Roanne, 1985)

En fait, la résultante des forces s'exerçant sur les lames de l'instrument annule l'effet de mémoire élastique, ce qui explique qu'il n'est pas nécessaire de le pré-courber : il suit naturellement la trajectoire canalaire.

1.1.8. La technique de l'appui pariétal (Laurichesse et coll., 1986)

Elle repose sur l'utilisation de systèmes de préparation tels que :

- le Meca Shaper™ (Micro-Mega),
- le Canal Finder System® (Endo Technic),
- l'Excalibur™.

Martin et Cunningham (1985) proposent le recours aux sondes ultrasonores mais se heurtent aux limites mécaniques connues de ces instruments. Cette approche est toujours

d'actualité dans les domaines de l'irrigation, du débridement des entrées canalaire et plus généralement de la délinéation extensive.

1.1.9. Le *crown-down* ou technique corono-apicale en rotation continue (Marshall et Papin, 1989)

Cette technique a été suggérée suite aux travaux de Morgan et Montgomery, montrant que le risque de propulsion des débris canalaire vers l'apex augmente lorsque le diamètre de l'instrument se rapproche de celui du canal (Morgan et Montgomery, 1984).

Le *crown-down* consiste en une mise en forme canalaire depuis la portion cervicale en direction de l'apex. Il fait appel à l'utilisation d'instruments en nickel-titane de conicités décroissantes à mesure que l'on progresse vers l'apex. Cela permet l'élimination des interférences du tiers coronaire puis du tiers moyen, facilitant ainsi la progression des instruments de faible conicité vers la région apicale (figure 6).

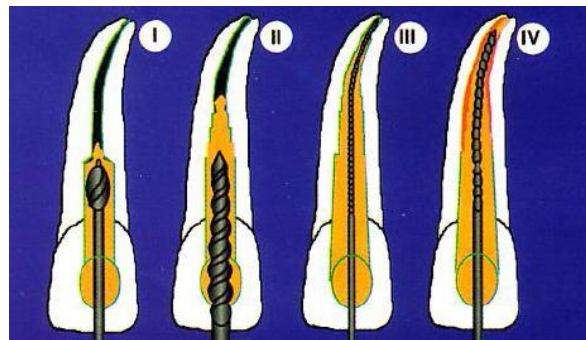


Figure 6 : les quatre temps opératoires du *crown-down* (http://www.univ-brest.fr/UFR_ODONTOLOGIE/documents/OCE/Prep%20endo.pdf)

La forme régulièrement conique ainsi obtenue favorise l'irrigation canalaire. Les instruments baignent en permanence dans la solution d'irrigation, tout en la propulsant vers la région apicale, assurant ainsi une désinfection optimale de l'ensemble du canal (Vulcain et Calas, 1998).

1.2. Les premiers instruments de mise en forme canalaire

En 1947, Lentulo écrivait : « Nous pensons que, hors le cas d'une découverte sensationnelle, le côté médical du traitement des canaux ira en se minimisant. Aussi nous porterons plutôt nos réflexions sur le côté mécanique du traitement ».

Au XVIII^e siècle, Fauchard mit au point l'archet à corde, ancêtre de la fraise électrique, qui servira désormais à la trépanation (Ducardonnet, 1976). Puis, au XIX^e siècle, Black invente le premier tour à pied. Mais il faudra attendre 1960 pour que la première turbine, « Airotor® », de Borden voie le jour.

Sur le plan purement instrumental, Gates invente les premières limes et fraises manuelles, suivies des forets portant son nom, en 1875. De nombreuses études permettront la mise au point d'instruments toujours plus adaptés à l'anatomie endodontique pour permettre le nettoyage biomécanique et la mise en forme canalaire. C'est ainsi qu'en 1892, les premiers tire-nerfs font leur apparition puis, en 1920, les premières broches et limes sont commercialisées (Dechaume et Huard, 1977 ; Chiche, 1982). En 1915, la société *Kerr Manufacturing Corporation* obtient le brevet de fabrication de tous les futurs instruments de type K.

A cette époque, tous les instruments canaux manuels proviennent de trois formes basiques : les fraises K (*K reamer* ou *K drills*), les limes K (*K files*), et les limes H (*Hedström files*). Initialement en acier (alliage de fer et de carbone), les instruments manuels sont fabriqués en acier inoxydable à partir de 1960 (alliage de fer, de chrome, de nickel et de carbone essentiellement), ce qui les rend bien moins corrodables par les cycles de stérilisation répétés. Ces trois types d'instruments ont en commun la longueur de leur partie travaillante (16 mm), leur conicité (2%) et leur entrelame régulier.

Les limes K (figure 7) de faibles diamètres sont obtenues par torsion d'une matrice quadrangulaire alors que les limes de plus gros diamètre (supérieur à 30/100 mm) sont obtenues par torsion d'une matrice triangulaire. Il en résulte une plus grande stabilité et rigidité des instruments issus d'une matrice quadrangulaire. De plus, on note une efficacité de coupe plus faible avec ce type d'instruments. A l'inverse, les instruments de section triangulaire (et donc de plus gros diamètre) sont plus flexibles, avec un pas plus large mais sont aussi plus exposés au risque de fracture. Tous ces instruments de type K, présentant des angles de coupe inférieurs à 45°, sont à manipuler avec des mouvements horaires et anti-horaires de huitième de tour (Baumann, 2010). Ils permettent le cathétérisme et la vérification de la perméabilité canalaire.



Figure 7 : lime de type K (source : Micro-Mega)

Les limes H (figure 8), quant à elles, sont usinées à partir d'une matrice cylindrique. Elles assurent l'élargissement canalaire grâce à leur angle de coupe de l'ordre de 60°, ce qui leur confère une efficacité de coupe bien supérieure à celle des instruments de type K. En outre, il est préconisé d'utiliser ces limes par des mouvements de traction avec appui pariétal sans associer de mouvement de rotation (Tepel et coll., 1995). Elles présentent cependant une zone de fragilité à la jonction de deux cônes consécutifs.



Figure 8 : lime de type H ou racleur (source : Micro-Mega)

En 1958, Ingle et Levine mettent en évidence la nécessité d'une harmonisation de l'instrumentation endodontique. Plus tard, en 1976, la norme ISO 3630-1 est créée et définit pour la première fois un standard de fabrication des instruments endodontiques en acier inoxydable, l'alliage de référence (D'Arros et coll., 2008).

On relèvera qu'en 1968, on utilise toujours les instruments canaux du début du siècle tels que les limes K, les broches, les racleurs, les tire-nerfs, les sondes carrées mais aussi les équarrisseurs (permettant le cathétérisme, la pose d'un pansement canalaire, et l'assèchement des canaux lorsqu'il était monté de coton ; d'Arros et coll., 2008).

Pour palier aux inconvénients des instruments manuels conventionnels, de nouveaux instruments hybrides ont été créés, cumulant les avantages des limes K avec l'efficacité de coupe des limes H. Ces instruments ont une flexibilité accrue, par simple modification de la section de coupe : une matrice rhomboïde est utilisée pour le K-Flex® (figure 9) et une triangulaire permet la fabrication du Flexofile® (figure 10) et du Flexoreamer® (figure 11). Le Flexicut® (figure 12), quant à lui, est obtenu à partir d'une matrice quadrangulaire dans un acier de type *space craft steel* (contenant du chrome et du nickel, plusieurs fois fondu par induction sous vide).



Figure 9 : limes K-Flex® à matrice rhomboïde (source : Sybronendo)

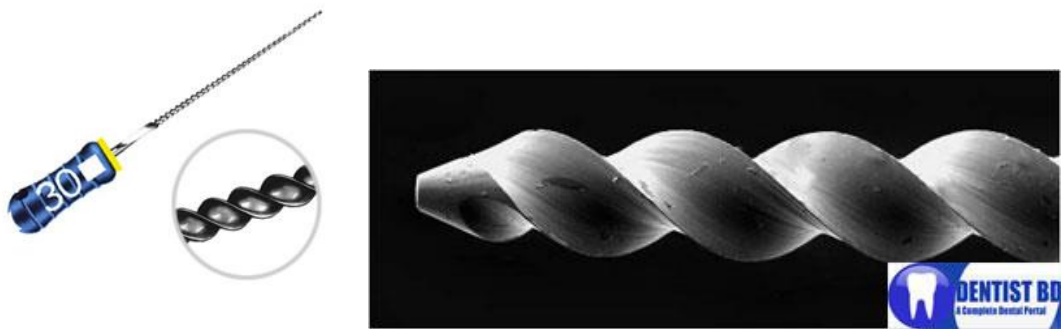


Figure 10 : Flexofile® (source : Dentsply-Maillefer) à matrice triangulaire vue au MEB (<http://4.bp.blogspot.com/-tRLTwxiJ2SQ/T9TLjEnSGhI/AAAAAAAAACyc/4v6s1PERlFA/s1600/Picture7.jpg>)



Figure 11 : Flexoreamer® (source : Dentsply-Maillefer) vue au MEB (<http://3.bp.blogspot.com/-HXRAYZDDaOc/T9TJQuJwDUI/AAAAAAAAACyU/byrsgyJ21pM/s1600/Picture6.jpg>)



Figure 12 : lime Flexicut® à matrice quadrangulaire (source : Schwed Antaeos)

Le Flex-R-File® (figure 13) ouvre une nouvelle ère par la présence de son extrémité mousse (Roanne et coll., 1985) après qu'il ait été reconnu que les extrémités travaillantes pouvaient poser problème au cours de l'instrumentation des canaux (il en sera de même pour le Flexofile®). Autre nouveauté concernant ce nouvel instrument : il est obtenu par usinage d'une matrice triangulaire. De la même manière, les Unifiles® (figure 14) et S files® possèdent une section en double hélice.

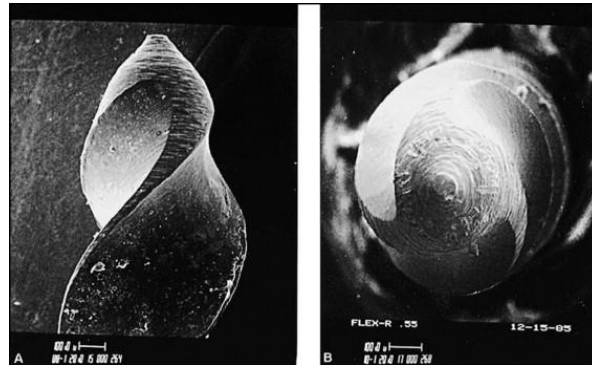


Figure 13 : pointe non travaillante du Flex-R-File® en microscopie électronique à balayage (d'après Ingle et Bakland, 2002)



Figure 14 : section en double hélice des limes Unifile® (source : Dentsply-Maillefer)

D'autres instruments avec une partie travaillante plus courte voient aussi le jour : on retrouve le Canal-Master-U®, le Flexogates® (figure 15) et l'Heliapical® (Baumann, 2010).



Figure 15 : Flexogates® et sa pointe non travaillante
(<http://www.endodonziamauventuri.it/Strumentario%20manuale/Flexogates%20-%20Handy%20Gates%20-%20Ingle.jpg>)

Le Micro-Mega Cathétérisme® ou MMC® (de diamètres 6/100, 8/100, 10/100 et 15/100 mm) est créé en 1980 pour palier à ces exigences émergentes : cet instrument coulé sous vide et obtenu par usinage d'une matrice cylindrique (et non plus par torsion) possède une section quadrangulaire. Le pas de ses lames est proche de celui de la lime K mais elles sont moins proéminentes que sur celle-ci. Depuis, Micro-Mega a transformé la section quadrangulaire des MMC® en une section hexagonale dans le but d'augmenter leur rigidité, de modifier le dessin des lames et, paradoxalement, de leur offrir une plus grande souplesse.

La dynamique du MMC® ne permettant pas un cathétérisme complet des canaux fins et courbes, la firme française a mis au point le Micro-Mega Elargisseur® ou MME®, ressemblant grandement à la lime de Hedström mais avec une pointe mousse, utilisée en traction coronaire avec appui pariétal.

D'autres instruments tels que les limes S® (Sendoline) et les Helifile® (Micro-Mega) présentent respectivement des sections en double hélice et en triple hélice. Elles partagent une particularité supplémentaire : leur partie travaillante est très courte. A titre d'exemple, le Flexogate® (Maillefer) et l'Heliapical® (Micro-Mega) possèdent respectivement une partie travaillante de 2 mm et 5 mm.

Dans les années 1980 apparaît l'assistance mécanisée, annonçant une nouvelle ère dans la pratique de l'endodontie.

2. L'acier inoxydable

2.1. Propriétés

2.1.1. Composition chimique

Les aciers inoxydables sont des groupes de métaux à base de fer contenant au moins 10 % de chrome (Lacombe et coll., 1990). La présence du chrome permet la création d'une barrière invisible d'oxyde de chrome (CrO) protégeant le fer contre la plupart des corrosions (oxygène et humidité).

On distingue trois séries [définies par l'AISI (*American Iron and Steel Institute*)] couramment utilisées :

- la série 200 regroupant les alliages austénitiques fer-chrome-nickel-manganèse
- la série 300 regroupant les alliages austénitiques fer-chrome-nickel
- la série 400 regroupant les alliages ferritiques et martensitiques.

Pour la réalisation des instruments endodontiques, les fabricants utilisent principalement les nuances 304 et 303 (Darabara et coll., 2004).

L'acier inoxydable de type 304 appartient à la série 300 des aciers inoxydables austénitiques. Il a un minimum de 18 % de chrome et 8 % de nickel, combinés avec un maximum de 0,08 % de carbone. Il est défini en tant qu'alliage austénitique chrome-nickel.

La nuance 303, quant à elle, est la version optimale vis-à-vis du critère d'usinabilité des aciers inoxydables austénitiques grâce à l'ajout de l'élément soufre.

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

Tableau 1 : composition chimique des aciers 303 et 304 (d'après Arbab-Chirani et coll., 2010)

2.1.2. Principales propriétés mécaniques des deux aciers inoxydables austénitiques 304 et 303

Le tableau suivant présente les principales propriétés mécaniques des aciers 303 et 304.

	Type 304	Type 303
Densité	8 kg/dm ³	7,9 kg/dm ³
Dureté Rockwell B	82	82
Dureté Vickers	520 – 540	520 – 540
Résistance à la traction	620 MPa	780 MPa
Limite d'élasticité à 0,2%	200 MPa	200 MPa
Allongement à la rupture	55%	35%
Module d'élasticité en traction	193 GPa	193 GPa
Module d'élasticité en torsion	78 GPa	78 GPa

Tableau 2 : principales propriétés mécaniques des aciers 303 et 304 (d'après Arbab-Chirani et coll., 2010)

La flexibilité et la rigidité des instruments en acier inoxydable sont influencées par leur section de coupe. On appelle moment de flexion l'ensemble des forces internes à un système résultant de l'application de forces externes sur ce même système. Le moment de flexion des instruments de section quadrangulaire est largement supérieur à celui des instruments ayant une section rhomboïde, eux-mêmes ayant un moment de flexion largement supérieur aux instruments de section triangulaire. De plus, il existe une relation exponentielle entre le diamètre de l'instrument et son moment de flexion (Camps et Pertot, 1994).

2.2. Caractéristiques

2.2.1. Section instrumentale

On retrouve principalement trois types de section instrumentale : ronde (limes H et MME®), triangulaire (limes K, MMC®, broches) ou quadrangulaire (limes K).

2.2.2. Diamètre apical

Il s'échelonne entre 6/100 mm et 140/100 mm.

2.2.3. Conicité

Tous les instruments endodontiques en acier inoxydable respectant la norme ISO ont une conicité de 2%.

2.2.4. Longueur instrumentale

2.2.4.1. Longueur « tige-lame active »

On retrouve plusieurs longueurs possibles : 19 mm, 21 mm, 25 mm, 27 mm et 31 mm.

2.2.4.2. Longueur de la partie active

Tous les instruments ISO ont une partie active de 16 mm.

2.2.5. Angle d'hélice

L'angle d'hélice correspond à l'angle selon lequel les lames s'enroulent autour du corps de l'instrument (figure 16). Il peut favoriser la remontée des débris s'il est légèrement positif (Calas et Vulcain, 1999 ; Martin et coll., 2002).

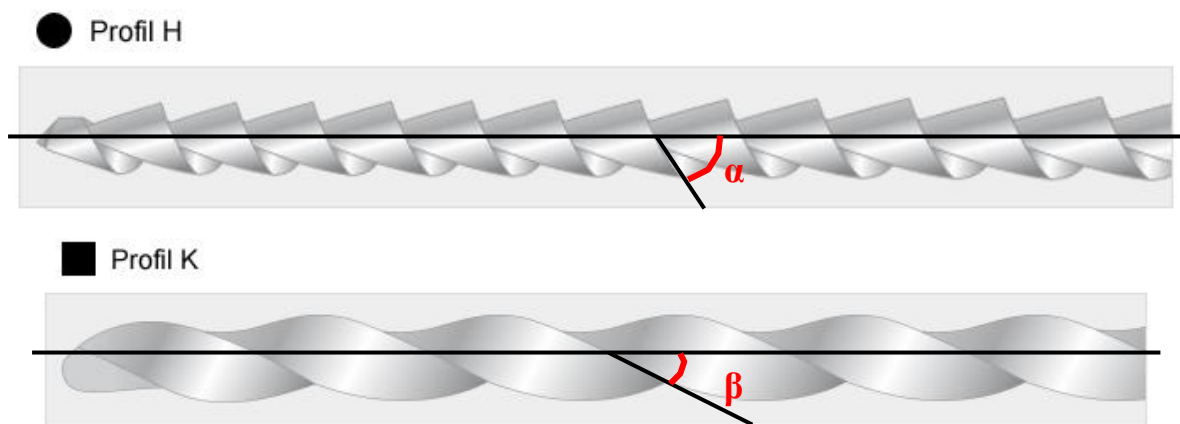


Figure 16 : angles d'hélice d'une lime H et d'une lime K (schémas réalisés à partir de <https://ecm.univ-rennes1.fr/nuxeo/site/esupversions/9bd72a79-1aee-4428-a472-a1cb59bf9697/chainedit2/site/html/medias/schemas/tp4/schema-002.jpg>)

2.2.6. Angle de coupe

Il représente l'angle formé par les lames et les parois canalaire (figure 17). Il est donc directement associé à l'efficacité de coupe des instruments. Un angle légèrement positif permet à

la fois un effet de coupe suffisant et une réduction des risques de blocage en favorisant le retrait des débris en direction coronaire (Ricci et coll., 1999). C'est pour cela que la plupart des fabricants d'instruments ont adopté un tel type d'angle, aussi bien au niveau des instruments manuels que mécanisés.

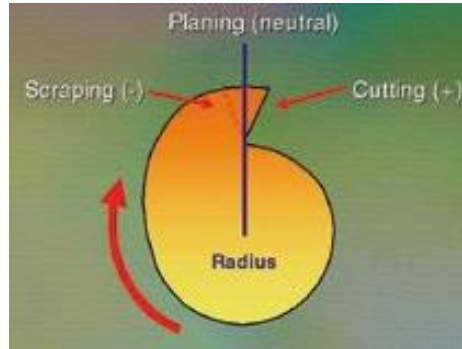


Figure 17 : angles de coupe négatif (-) ou positif (+)
(http://www.oralhealthgroup.com/issues/image.aspx?src=/daily_images/108626-45722.jpg&size=170)

2.2.7. Angle de pointe

L'angle de pointe est défini comme l'angle formé par les pans émoussés ou non de l'extrémité de la lame (Médioni, 1995), variant le plus souvent entre 60° et 90°. L'évolution actuelle s'effectue vers des instruments à pointe mousse non travaillante (figure 18).

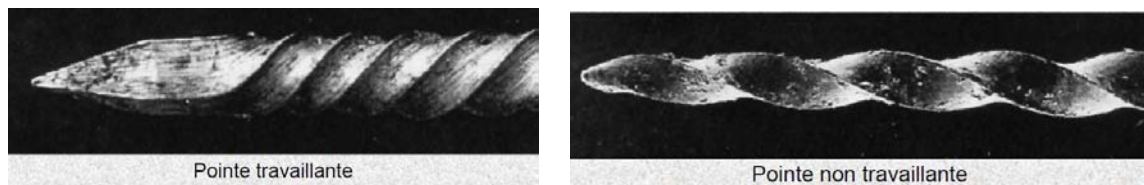


Figure 18 : exemples d'instruments manuels en acier inoxydable, à pointe travaillante et non travaillante
(http://www.univ-brest.fr/UFR_ODONTOLOGIE/documents/OCE/Prep%20endo.pdf)

2.3. Avantages

Les instruments endodontiques manuels en acier inoxydable permettent la préparation canalaire avec de bons résultats aussi bien en termes de mise en forme (surfaçage canalaire et conicité), que de nettoyage et ce, avec un risque de fracture instrumentale relativement faible dans les canaux peu courbés (Shäfer et coll., 2000).

De plus, leur efficacité de coupe est significativement supérieure à celle des limes NiTi manuelles (Schäfer et Hope, 1995 ; Schäfer, 1996 ; Tepel et Schäfer, 1996).

2.4. Inconvénients

La faible flexibilité et la mémoire élastique (redressement de l'instrument avec la contrainte) des instruments en acier inoxydable augmentent le risque de :

- déplacement de la trajectoire canalaire initiale,
- redressement des courbures,
- ovalisation ou déplacement du foramen apical (transport interne ou externe),
- création de butées et d'épaulements,
- perforations (figure 19).

Ceci est particulièrement vrai lorsque le diamètre des instruments utilisés dépasse 25/100 mm (Weine et coll., 1975).

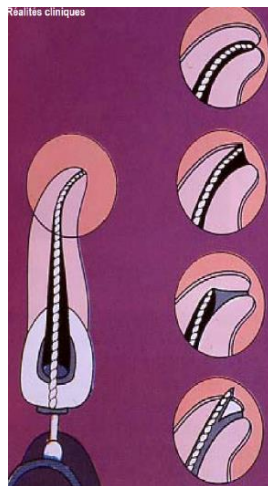


Figure 19 : exemples de déformations apicales avec les instruments manuels en acier inoxydable (d'après Lasfargues, 1997)

2.5. Les instruments acier inoxydables mécanisés

2.5.1. Instruments montés sur le contre-angle Giromatic® (Micro-Mega®)

Ce contre-angle génère un mouvement de quarts de tour alternatifs, 3000 fois par minute (environ 20 fois plus qu'en technique manuelle). Les quarts de tour alternatifs diminuent considérablement les contraintes instrumentales et donc le risque de fracture.

Divers instruments sont compatibles avec le contre-angle Giromatic® :

- alésoirs Giromatic® (diamètres 15/100 à 80/100 mm) : leur extrémité mousse respecte la trajectoire canalaire tandis que les barbelures maintiennent un centrage de l'instrument,



Figure 20 : Alésoir Giromatic® (source : Micro-Mega)

- Giro-Pointer® (diamètre 50/100 mm),



Figure 21 : Giro-Pointer® N°50 (source : Micro-Mega)

- Giro-Files® (diamètres de 8/100 à 140/100 mm),



Figure 22 : Giro-Files® (source : Micro-Mega)

- Rispi®,



Figure 23 : Rispi® (source : Micro-Mega)

- Heli-Giro-Files® (diamètres de 15/100 à 90/100 mm).



Figure 24 : Heli-Giro-Files® (source : Micro-Mega)

2.5.2. L'Endo-Express®

Le système Endo-Express® (mis au point par Deutsch et Musikant) associe :

- un mouvement alternatif de douzième de tour (30°). Il réduit ainsi les contraintes instrumentales en respectant le principe des forces équilibrées (Roanne et coll., 1985). Il permet d'éviter le risque de vissage ou de gainage de l'instrument, d'évacuer les débris plus efficacement et assure un centrage permanent de la lime, ce qui garantit un meilleur respect de la trajectoire canalaire. La fatigue cyclique et la contrainte en torsion sont fortement diminuées.
- un instrument SafeSider® présentant un méplat sur toute sa partie travaillante (figures 25 et 26). Cette dernière présente seize spires au lieu de vingt-quatre. Le méplat confère à la lime une très grande efficacité de coupe tout en favorisant l'évacuation rapide et optimale des débris dentinaires, et en augmentant sa flexibilité.

- il existe 8 instruments SafeSider® en acier inoxydable dont les diamètres vont de 8/100 mm à 40/100 mm et 3 instruments en NiTi (30/100 mm à 4%, 35/100 mm à 6% et 25/100 mm à 8%).



Figure 25 : système Endo-Express® (http://dentistrytoday.com/Media/EditLiveJava/1010_EssentialDental.jpg)

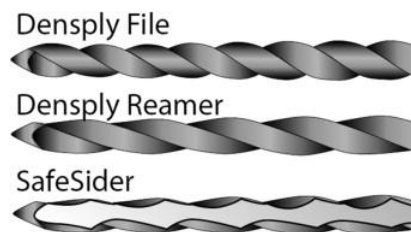


Figure 26 : méplat des instruments SafeSiders® (d'après Wan et coll., 2010)

2.6. De l'acier inoxydable au nickel-titane

La négociation des courbures canalaire peut s'avérer extrêmement difficile avec des instruments usinés en acier inoxydable (Mac Spadden, 1993). A partir du diamètre 25/100 mm, une lime en acier présente une mémoire élastique relativement importante pouvant induire des déviations de la trajectoire canalaire. Par ailleurs, la norme ISO impose une conicité de 2% à tous ces instruments, ce qui ne facilite pas l'obtention d'une préparation régulièrement conique du canal. Les améliorations technologiques des aciers des instruments n'ont pas suffi à répondre aux nouveaux critères de préparation canalaire.

Il faut remonter à la fin des années 80 pour que Walia crée les premiers instruments endodontiques en alliage de nickel et de titane, obtenus à partir de fils orthodontiques (Walia et coll., 1988). Le premier instrument manuel commercialisé est le Canal Master U® (Brasseler).

Dix ans plus tard, Mac Spadden et Ben Johnson inventent l'assistance mécanisée ou « rotation continue à basse vitesse » (300 tr/mn). En France, au milieu des années 1990, sont

commercialisés les premiers instruments de rotation continue en nickel-titane : on retrouve notamment les systèmes MaXim® et Quantec®. L'utilisation du Nickel-Titane en rotation continue a alors ouvert de nouvelles perspectives dans le monde de l'endodontie (Esposito et Cunningham, 1995).

Cet alliage semble beaucoup plus approprié aux exigences du système endodontique. En effet, ses propriétés mécaniques lui permettent de mieux respecter les courbures et ainsi de préserver les trajectoires canalaire originelles tout en assurant une préparation conique et régulière (Zmener et Balbachan, 1995 ; Samyn et coll., 1996 ; Bishop et Dummer, 1997 ; Rorg-Cayon et Basilio-Monne, 1997).

3. Le nickel-titane

3.1. Les différents alliages

En odontologie, le titane est utilisé sous forme « pure » ou bien sous forme « alliée ». Le titane « pur » ou « non allié », également appelé « titane commercialement pur » (TiCP), contient quelques éléments chimiques tels que l'oxygène, le fer, l'hydrogène, l'azote et le carbone. La quantité relative en oxygène et en fer permet de distinguer quatre grades parmi les TiCP : le grade 1 étant le plus pur (0,15% de fer et 0,12% d'oxygène).

Le tableau suivant présente la composition chimique des quatre grades de TiCP.

Composition chimique (% en poids)						
	Fe max	O max	N max	C max	H max	Ti
Grade 1	0.15	0.12	0.05	0.06	0.013	Reste
Grade 2	0.20	0.18	0.05	0.06	0.013	Reste
Grade 3	0.25	0.25	0.05	0.06	0.013	Reste
Grade 4	0.30	0.35	0.05	0.06	0.013	Reste

Tableau 3 : composition chimique du titane « commercialement pur » selon la norme DIN 17850 (d'après Kurdyk, 1997)

Le premier alliage utilisé, appelé 55-Nitinol, est constitué à 45% de titane et à 55% de nickel et contient des traces de fer et de cobalt. Il est caractérisé par la pseudoélasticité (ou superélasticité) : il retrouve toujours sa forme initiale lorsqu'il subit une déformation élastique. En revanche, si les contraintes mécaniques qui lui sont imposées sont trop importantes, la limite d'élasticité est dépassée et la déformation devient plastique et donc définitive. Ces alliages dits « à mémoire de forme » (AMF) subissent un changement de phase avec une faible diffusion atomique.

3.2. Traitement de surface

La majorité des instruments endodontiques en NiTi sont obtenus par usinage. Par conséquent, l'état de surface n'est jamais parfaitement lisse. Il présente de nombreuses irrégularités, des débris et des défauts de surface qui sont autant de sites potentiels d'accumulation de contraintes voire d'initiation de fractures.

L'électropolissage (procédé de traitement de surface électrochimique par lequel le métal de la couche superficielle est enlevé par dissolution anodique) régularise la surface instrumentale, la débarrasse de ses contaminants et accroît significativement la résistance à la fatigue de l'instrument (Tripi et coll., 2006 ; Anderson et coll., 2007). De plus, les rainures, les puits et les fissures d'usinage sont moins visibles sur les instruments ayant subi un électropolissage.

De nombreuses études ont tenté d'améliorer toujours plus l'état de surface pour augmenter la résistance à l'usure et à la fracture des instruments en NiTi. On retiendra notamment l'inclusion de bore sous forme ionique (Lee et coll., 1996) et le dépôt d'une couche superficielle de nitrure de titane par différents procédés :

- nitruration thermique,
- implantation ionique (Rapisarda et coll., 2000),
- vaporisation physique et chimique (Schäfer, 2002 ; Tripi et coll., 2003).

Ces traitements de surface ont aussi pour objectif d'atténuer les effets négatifs des cycles de stérilisation répétés sur l'efficacité de coupe des instruments.

Seuls quelques instruments recouverts d'une couche de nitrure de titane ont été commercialisés : c'est le cas des limes Naviflex TiN® (Komet).

3.3. La transformation austénite-martensite

L'austénite est une solution solide de carbone dans l'allotrope γ du fer (stable entre 911°C et 1392°C). Cet allotrope a une structure cristallographique cubique à faces centrées (figure 27) qui permet une grande solubilité du carbone. La martensite, quant à elle, est une solution solide sursaturée en carbone dans le fer α (ferrite), de même composition que l'austénite initiale.

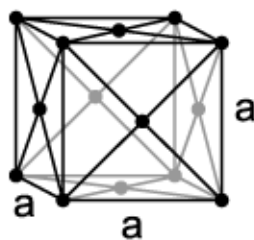


Figure 27 : structure cubique à faces centrées
(<http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/c/c9/Cubic-face-centered.svg/109px-Cubic-face-centered.svg.png>)

La transformation austénite - martensite consiste en un changement du réseau cristallin, avec un faible déplacement des atomes de fer, mais elle n'affecte pas le carbone : on appelle ce type de transformation « displacive ». Guénin propose la définition suivante : « la transformation martensitique est une transformation displacive du premier ordre présentant une déformation homogène de réseau cristallographique, constituée principalement par un cisaillement » (Guénin, 1986).

Seuls les aciers contenant plus de 0,05% de carbone peuvent être austénitisés. Lors d'un refroidissement lent on observe la formation de ferrite et de cémentite sous leur forme d'équilibre. Pour obtenir une structure ferritique ayant un taux de carbone supérieur à 0,05 % on effectue une trempe (refroidissement brutal) permettant la formation d'une structure hybride appelée martensite. Lors de l'austénitisation, on observe une diffusion des atomes de carbone. Un refroidissement rapide de l'acier austénitisé empêche la migration des atomes de carbone. Or, comme l'acier doit retourner sous son état d'équilibre (cubique centré) à température ambiante, on observe alors un phénomène de cisaillement permettant la naissance de la structure hexagonale hybride que l'on nomme martensitique (Philibert et coll., 1998).

Virtuellement, le NiTi ne montre aucun changement de volume car la structure hexagonale hybride martensitique et la structure cubique à face centrée austénitique présentent les mêmes dimensions (figure 28).

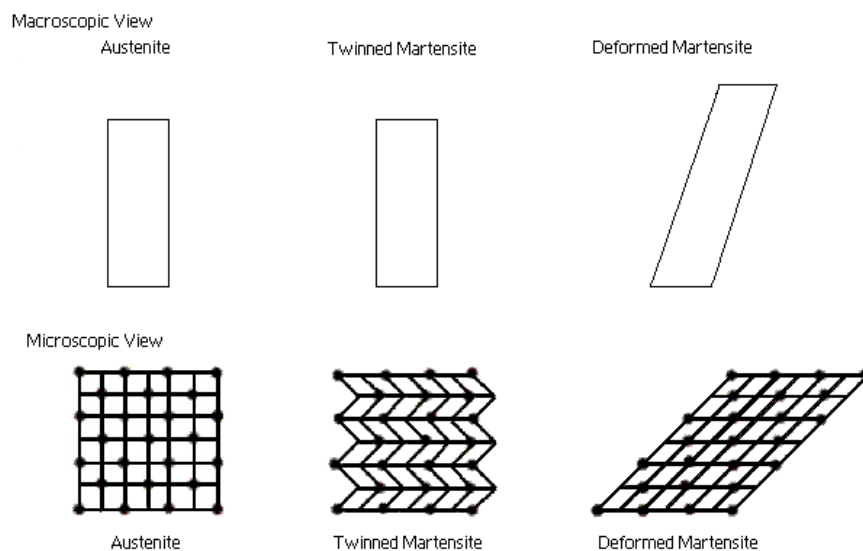


Figure 28 : aspects macro et microscopiques des formes austénitiques et martensitiques d'un alliage NiTi
(http://webdocs.cs.ualberta.ca/~database/MEMS/sma_mems/img/phase2.gif)

Le NiTi utilisé en odontologie possède donc deux états structuraux (figure 29) :

- l'état « martensitique » à basse température ou sous l'effet de la contrainte,
- l'état « austénitique » à haute température ou lors du relâchement de la contrainte.

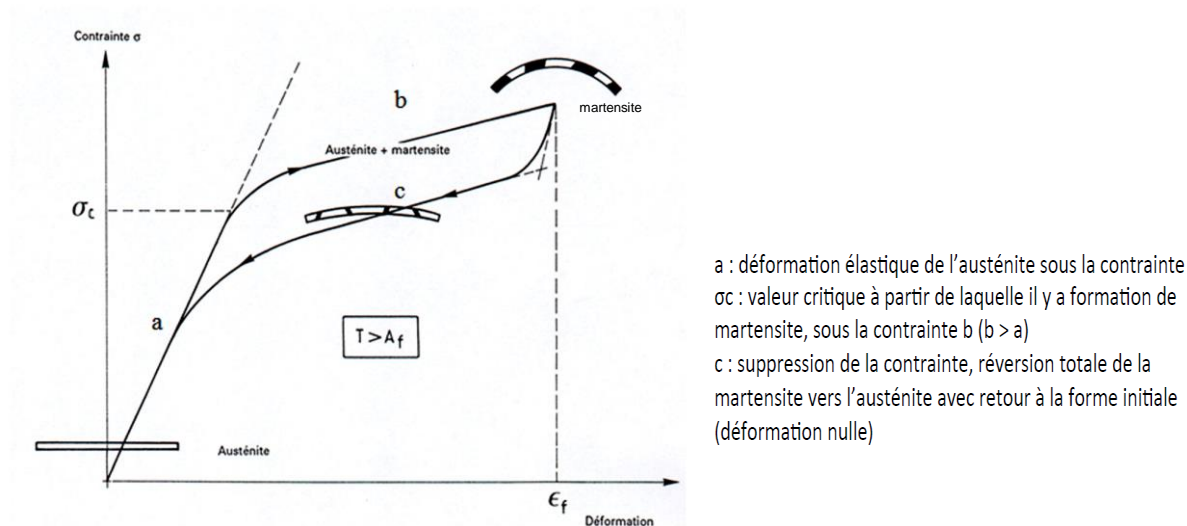


Figure 29 : déformation élastique de l'austénite sous l'effet d'une contrainte (<http://umvf.univ-nantes.fr/odontologie/enseignement/chap16/site/html/images/figure5.jpg>)

3.4. Propriétés

3.4.1. Mécaniques

Les principales caractéristiques mécaniques des alliages nickel-titane sont présentées dans le tableau ci-dessous.

Masse volumique (g.cm^{-3})	6,4 – 6,5
Module de Young en traction E (GPa)	70 - 98 (austénite) / 20 - 35 (martensite)
Dureté Vickers	300 – 360
Limite d'élasticité austénite (MPa)	100 - 800
Limite d'élasticité martensite (MPa)	50 – 300
Charge à la rupture (MPa)	800 – 1500
Températures de transformation ($^{\circ}\text{C}$)	-200 à +200
Enthalpie de transformation (J.g^{-1})	19 – 28
Hystérésis de la transformation ($^{\circ}\text{C}$)	20 – 40
Déformation maximale en traction récupérable par mémoire (%) (monocristal)	6 – 8

Déformation superélastique (%) / monocristal	10
Déformation superélastique (%) / polycristal	4 – 10
Température de fusion (°C)	1240 – 1310
Conductivité thermique (W/m.K)	18 (austénite) / 8,6 (martensite)
Coefficient d'expansion thermique (10 ⁻⁶ /K)	10 – 11 (austénite) / 6,6 (martensite)

Tableau 4 : principales propriétés mécaniques des alliages nickel-titane (d'après Gotthard et Lehnert, 2001)

3.4.2. Biologiques

3.4.2.1. La biocompatibilité des alliages

Le Nitinol jouit d'une excellente biocompatibilité (Ryhanen et coll., 1999). Elle est conditionnée par la résistance à la corrosion et la toxicité des métaux qui composent un alliage.

La biocompatibilité du NiTi présente des caractéristiques différentes de celles du titane et du nickel pris isolément. Cependant, la corrosion du NiTi est à l'origine de la libération d'ions nickel et titane.

3.4.2.1.1. Biocompatibilité du nickel

Sous forme ionique, le nickel est capable de s'associer à de nombreuses molécules fondamentales telles que les acides aminés et même certains activateurs (Mushak, 1980).

L'allergie de contact au nickel se manifeste sous forme d'eczéma (Peltonen, 1979). Dans la population danoise, elle touche 17% des femmes âgées de plus de 20 ans, selon une étude de 2001 (Veien et coll., 2001). Le port de certains accessoires vestimentaires, de bijoux fantaisie ou encore de piercings sont des facteurs de sensibilisation communément admis (Mattila et coll., 2001). Une directive européenne régleme le taux de nickel contenu dans les produits « destinés à entrer en contact direct et prolongé avec la peau ».

Même si la survenue d'allergie induite par la présence de nickel en bouche est rare (Frimat, 1995 ; Milpied-Homsi, 2000), les troubles pouvant apparaître sont nombreux : sensation de brûlure, stomatite, ulcération de la langue ou de la muqueuse buccale, goût métallique etc...

Les études de Bass montrent que chez certains patients présentant des réactions cutanées au nickel, le contact avec la muqueuse buccale n'induit aucune réaction inflammatoire (Bass et coll., 1993).

3.4.2.1.2. Biocompatibilité du titane

Branemark en 1969, puis Pfeiffer en 1994 ont montré à quel point le titane pur est parfaitement toléré par les tissus, et n'induit ni effets toxiques, ni réactions inflammatoires (Branemark et coll., 1969 ; Pfeiffer et coll., 1994).

La biocompatibilité du titane est due à son aptitude à former, en milieu aqueux ou dans l'air, une couche superficielle d'oxydes de titane constituant une protection contre la corrosion. Cette couche de 300 et 600 nm d'épaisseur est dite passive, même si l'interface entre le titane et le milieu environnant peut être qualifiée de bioactive (Zitter et Plenk, 1987).

Ainsi, le titane montre des rapports avec les tissus environnants comparables aux céramiques (dont la cytocompatibilité est parfaite). La biocompatibilité du titane pur avec le tissu osseux est particulièrement bonne : celui-ci se développe au contact direct de la surface du titane.

3.4.2.1.3. Biocompatibilité du NiTi

3.4.2.1.3.1. Etudes *in vitro*

En 1992, Putters s'est intéressé aux effets du nickel, du titane et du NiTi sur des cellules fibroblastiques. Il en a conclu que le nickel était à l'origine d'une inhibition significative de la prolifération des fibroblastes. En revanche, le titane et le NiTi n'affectent en rien les cycles cellulaires. Le NiTi peut ainsi être considéré comme biocompatible, au même titre que le titane pur (Putters et coll., 1992).

Une étude plus récente de Rocher (Rocher et coll., 2000) a permis de confirmer ces résultats en s'intéressant aux propriétés électrochimiques et biologiques du NiTi et en les comparant à celles du nickel et du titane pris isolément. Il s'est avéré que l'alliage NiTi possède des propriétés électrochimiques et biologiques très bonnes et beaucoup plus proches du titane que du nickel.

D'autres auteurs se sont intéressés à l'influence de l'état de surface du NiTi sur les cellules vivantes. Shabalovskaya (1996) a réalisé plusieurs expériences sur des splénocytes de rats. Il est apparu que le traitement de surface du NiTi au peroxyde d'hydrogène (éliminant les cyanures) est tout aussi toxique que le nickel pur. Mais lorsque le NiTi est passé à l'autoclave, il devient alors non-toxique. Ces variations du niveau de toxicité s'expliquent par la concentration superficielle en nickel selon les traitements de surface utilisés.

Wever a évalué la compatibilité biologique du NiTi à court terme (Wever et coll., 1997). Il n'a relevé ni cytotoxicité, ni génotoxicité, ni allergénicité.

L'étude d'Assad sur les lymphocytes humains (Assad et coll., 1998) a mis en évidence l'induction de pauses de relecture de l'ADN par l'acier inoxydable, le titane et le NiTi. Cependant, le NiTi ou le titane pur ont un effet moins marqué sur la métaphase de chromatine que l'acier inoxydable.

3.4.2.1.3.2. Etudes *in vivo*

Les premières expériences *in vivo* remontent aux années 70 et consistent en une étude des réactions tissulaires induites par l'implantation sous-cutanée ou intra-osseuse de fils ou de plaques en titane pur et en alliages de référence. Après plusieurs semaines, les coupes histologiques ne montrent pas de corrosion de l'alliage NiTi. De même, aucune contamination métallique des tissus voisins n'est objectivée avec le NiTi ou avec le titane commercialement pur (Cutright et coll., 1973 ; Castleman et coll., 1976 ; Castleman et Motzkin, 1981).

3.4.2.2. Résistance à la corrosion

Cette propriété conditionne directement la biocompatibilité d'un alliage. Les produits libérés par la corrosion sont à l'origine d'interactions avec le milieu environnant et expliquent la toxicité globale.

Les études sur la résistance à la corrosion du NiTi dans de multiples conditions sont nombreuses. Il s'avère que cet alliage présente une résistance élevée à la corrosion dans le milieu marin (avec ou sans contrainte mécanique), dans la salive artificielle ou encore dans la solution de Ringer (solution physiologique composée de chlorure de sodium, de potassium et de calcium).

Cette résistance demeure malgré tout moins bonne que celle du titane pur (Sarkar et coll., 1983 ; Widu et coll., 1999 ; Kuphasuk et coll., 2001).

Le pH du milieu occupe une place prépondérante dans le comportement du NiTi. En 2001, Iijama a évalué la résistance à la corrosion d'un fil orthodontique en NiTi placé dans une solution de NaCl à 5% et dans une solution d'acide lactique à 1%. Il apparaît que le NiTi résiste extrêmement bien dans la solution de chlorure de sodium, alors qu'il se corrode dans l'acide lactique (Iijama et coll. 2001).

Les milieux acides et fluorés créent une corrosion encore plus importante sur le NiTi (Schiff et coll., 2002).

3.5. Les instruments endodontiques en nickel-titane

3.5.1. Propriétés mécaniques

3.5.1.1. La super-élasticité

En 1993, Mac Spadden a montré que l'application d'une contrainte, même faible, sur un instrument en nickel-titane induit une déformation importante. A la suppression de cette contrainte, on observe un retour de l'instrument à sa forme initiale (Mac Spadden, 1993).

Toutefois, si la contrainte dépasse la limite élastique du matériau, la déformation devient plastique (et donc irréversible) avec un risque de fracture accru.

3.5.1.2. La mémoire de forme

Cette propriété s'explique par un phénomène cristallographique : la transformation martensitique induite par la contrainte. En fait, l'austénite est transformée en martensite puis revient à la forme d'austénite dès l'arrêt de cette contrainte. Un abaissement de la température induit également une transformation réversible de l'austénite en martensite. Ainsi, l'élévation de la température (lors du cycle de stérilisation par exemple) permet l'élimination des contraintes résiduelles accumulées au sein de l'instrument (figure 30).

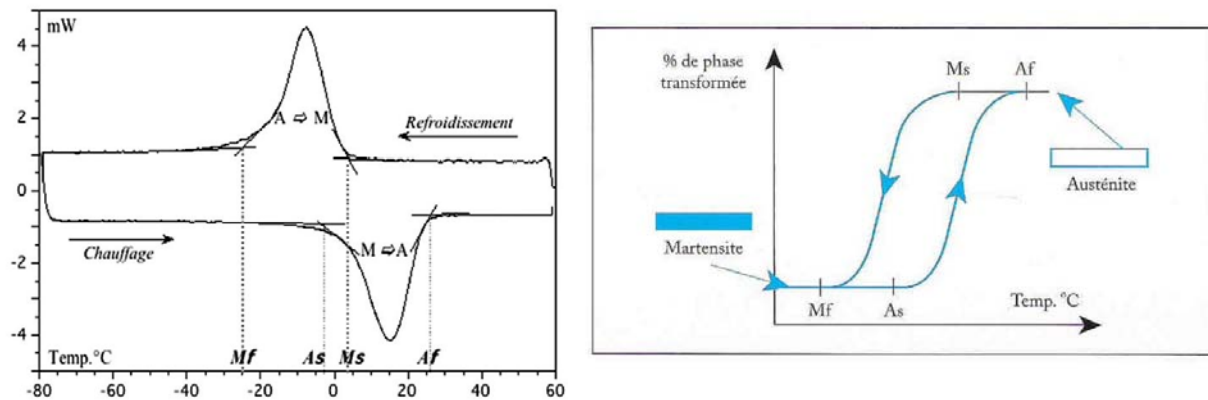


Figure 30 : pourcentage de phase austénite/martensite en fonction de la température (http://umvf.univ-nantes.fr/odontologie/enseignement/chap16/site/html/1_11_111_1.html)

3.5.1.3. La flexibilité

Elle est caractérisée par la faible force de rappel de l'instrument vers sa position d'origine. Ceci explique que ces instruments peuvent être utilisés en rotation continue sans craindre de modifier la trajectoire canalaire.

Par ailleurs, les travaux de Walia ont montré que cette flexibilité est préservée au fil de l'utilisation et des cycles de stérilisation (Walia et coll., 1988).

3.5.1.4. L'efficacité de coupe

L'utilisation des instruments en NiTi en rotation continue augmente leur efficacité de coupe (Lasfargues, 1997).

Elle dépend :

- du profil de l'instrument,
- de la composition de l'alliage NiTi,
- de la conicité de l'instrument qui peut être constante sur un même instrument (ex : système RaCe®) ou variable (ex : ProTaper®). Quand la conicité augmente, l'efficacité de coupe augmente aussi en réduisant la surface de contact entre l'instrument et la paroi canalaire (figure 31).

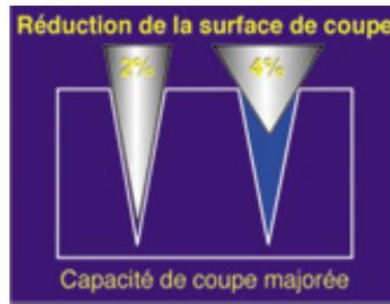


Figure 31 : efficacité de coupe majorée par la réduction de la surface de coupe (d'après Lasfargues, 1997)

3.5.1.5. La résistance à la déformation par torsion

Elle est deux à quatre fois supérieure aux limes en acier inoxydable (figure 32). Au-delà de cette limite, l'instrument se « surspiralise » (figure 33) et le risque de fracture augmente, d'où l'importance du contrôle visuel de l'instrument après chaque passage dans le canal.

Alliage	Torsion	Déformation
Acier	90°	27°
NiTi	360°	31°

Figure 32 : déformation résiduelle en fonction de la torsion d'instruments en acier inoxydable et en NiTi

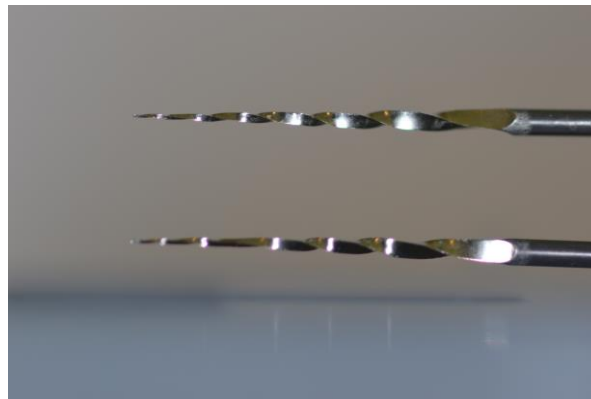


Figure 33 : exemple d'instrument RaCe® « déspiralisé » (photographie personnelle)

3.5.1.6. La résistance à la fracture

Cette propriété est directement liée au mode d'utilisation de l'instrument : si la contrainte est trop importante, la rupture se produit selon un mode ductile. Ainsi, les instruments NiTi doivent impérativement être utilisés sans effort. En cas de butée canalaire, l'augmentation de la contrainte sur l'instrument ne fait qu'accroître le risque de fracture.

Les études de Sattapan (Sattapan et coll., 2000) ont montré que 55% des fractures d'instrument en NiTi étaient dus à une flexion excessive induisant des forces alternatives de

compression/décompression, aboutissant finalement à une rupture au point de flexion maximale. Les autres fractures sont majoritairement causées par un « effet de gaine » créant alors un blocage instrumental et donc une fracture par torsion.

Les zones de rupture sont souvent dues à des défauts de surface qui, conjugués aux contraintes engendrées par la rotation continue, peuvent provoquer des micro-craquelures (figure 34) menant parfois à la fracture instrumentale.

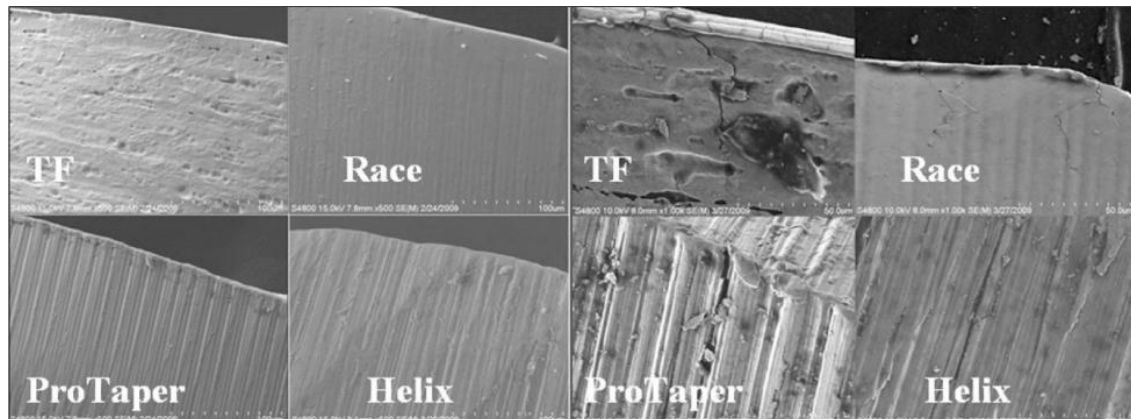


Figure 34 : surfaces instrumentales vue au MEB avant (à gauche) et après (à droite) fracture (d'après Kim, 2011)

3.5.2. Comparaison entre les propriétés des instruments en NiTi et ceux en acier inoxydable : études de Gito (1997) ; Pruett et coll. (1997)

3.5.2.1. La mémoire de forme

Les instruments en NiTi tolèrent une déformation de 10% alors qu'elle ne doit pas excéder 1% pour ceux en acier sous peine de dépasser la limite élastique et donc d'obtenir une déformation résiduelle.

3.5.2.2. La flexibilité

Une force deux à trois fois supérieure est nécessaire pour courber un instrument en acier à 45° par rapport aux instruments de même diamètre en NiTi.

La flexibilité du NiTi s'avère être 6 à 8 fois supérieure à celle de l'acier inoxydable (Kazemi et coll., 2000).

3.5.2.3. La déformation par torsion

La torsion à 90° d'une lime en acier de 45/100 mm induit une déformation permanente de 27°. En revanche, la torsion d'une lime en NiTi à 360° provoque une déformation permanente de 31° (Tepel et coll., 1997).

3.5.2.4. La résistance à la fracture par torsion

Les études ont montré une différence significative entre les instruments en acier et en NiTi. Il en ressort que les instruments en acier ne peuvent supporter que 10 à 60 tours contre 120 à 800 pour ceux en NiTi (Pruett et coll., 1997 ; Tepel et coll., 1997).

3.5.2.5. Le torque

Le comparatif a été établi à partir de limes acier et NiTi de diamètres 15/100, 25/100 et 35/100 mm, auxquelles on a appliqué un mouvement de rotation dans des tubes coudés à 45°, 90° et 180°.

Il apparaît que la force nécessaire pour mettre en rotation les limes en acier dans ces tubes est 4 à 12 fois supérieure que pour les instruments en NiTi. De plus, ces derniers supportent 300 à 500 fois plus de rotations avant de se fracturer que les limes en acier (Pruett et coll., 1997).

3.5.2.6. La biocompatibilité

In vitro, la biocompatibilité de l'acier et du nickel-titane sont identiques.

3.5.2.7. Résistance à la corrosion

La résistance à la corrosion est semblable qu'il s'agisse de l'acier ou du nickel-titane.

3.5.2.8. La conicité majorée

Une augmentation de la conicité d'un instrument augmente son efficacité de coupe et réduit sa surface de contact avec les parois canalaire. Cependant, la faible flexibilité des instruments en acier a contraint les fabricants à limiter la conicité des limes à 2% ce qui, évidemment, rend difficile l'obtention d'une préparation conique et reproductible (Vulcain et coll., 1995).

Ce n'est qu'avec l'avènement du NiTi et sa remarquable flexibilité que sont apparus les instruments à conicité majorée. Leur efficacité de coupe reste cependant moins élevée que celle des instruments en acier inoxydable (Tepel et coll., 1995 ; Schäfer et Tepel, 1996).

3.5.3. Caractéristiques des instruments NiTi

3.5.3.1. Profil des lames

On qualifie de « passif » ou « non coupant » un instrument à méplats radiants (angle de coupe neutre). Celui-ci garantira un meilleur respect de la trajectoire canalaire tout en limitant le phénomène de vissage. Le cœur de l'instrument étant plus massif, la résistance à la fracture s'en trouve augmentée. On qualifiera « d'actif » un instrument à lames coupantes (angle de coupe positif). L'efficacité de coupe est accrue mais le risque de vissage de l'instrument est beaucoup plus important (figure 35).

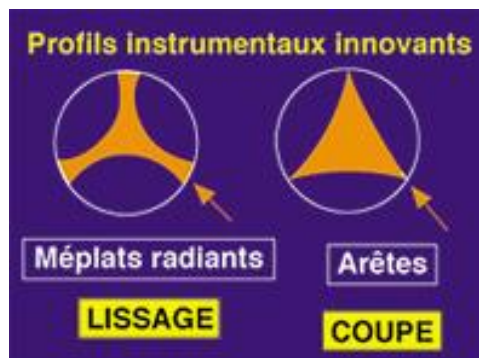


Figure 35 : profils des instruments NiTi (<http://www.lecourrierdudentiste.com/dossiers-du-mois/introduction-du-nickel-titane-en-endodontie.html>)

Il existe un troisième type d'instrument qualifié de « mixte » : c'est le cas de l'Endomagic® (*Oral Hygien Center*). Celui-ci représente un compromis entre les instruments actifs et passifs : le phénomène de vissage est moins marqué que pour les instruments actifs, et l'efficacité de coupe est supérieure à celle des instruments passifs (Wildev et Senia, 1992 ; Spangberg, 1998).

3.5.3.2. Longueur du pas de vis

Variable selon les instruments, elle peut être constante (figure 36) ou variable sur un même instrument (figure 37). L'entrelame (ou « pas ») est une caractéristique importante car elle détermine la quantité de copeaux dentinaires pouvant être remontés.

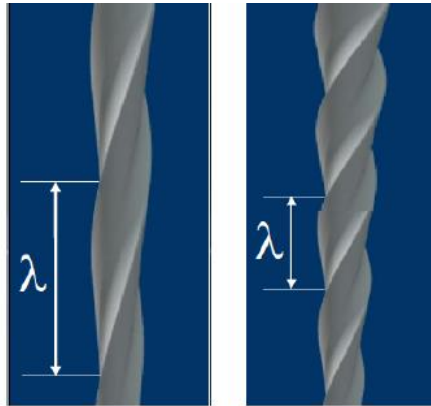


Figure 36 : longueur du pas de vis constante sur un même instrument mais variable d'un instrument à l'autre



Figure 37 : longueur du pas de vis variable sur un même instrument de la gamme ProTaper® (source : Dentsply-Maillefer)

Alors que les instruments traditionnels présentent toujours le même pas, avec le développement des instruments en NiTi, Dentsply propose d'augmenter cet espace dans son système GT® (en 1998) afin de réduire le risque de blocage au cours de l'instrumentation et de garantir ainsi une préparation plus rapide. Le système RaCe®, pour sa part, présente une alternance remarquable de zones droites et de zones torsadées. D'autres instruments tels que ProTaper® ou Mtwo® sont caractérisés par une augmentation progressive de l'espace entre les arêtes de coupe.

3.5.3.3. Angle de coupe des lames

Un angle de coupe négatif ou neutre (méplats radians) nécessite une force plus importante pour faire tourner l'instrument dans le canal donc un couple de rotation (ou torque) plus élevé. De ce fait, le risque de fracture augmente. Si l'espace libre autour de l'instrument est trop faible, ce dernier se bloque plus facilement, son efficacité de coupe diminue et le risque de fracture

augmente à nouveau : c'est « l'effet de gaine ». Un plus grand espace libre autour de l'instrument ne peut alors être obtenu qu'en diminuant le diamètre de l'instrument utilisé, ce qui a pour conséquence d'affaiblir le cœur de l'instrument et augmente le risque de fracture (Spangberg, 1998).

Un angle très ouvert (positif) offre une efficacité de coupe accrue mais augmente considérablement le risque de vissage (figure 38).

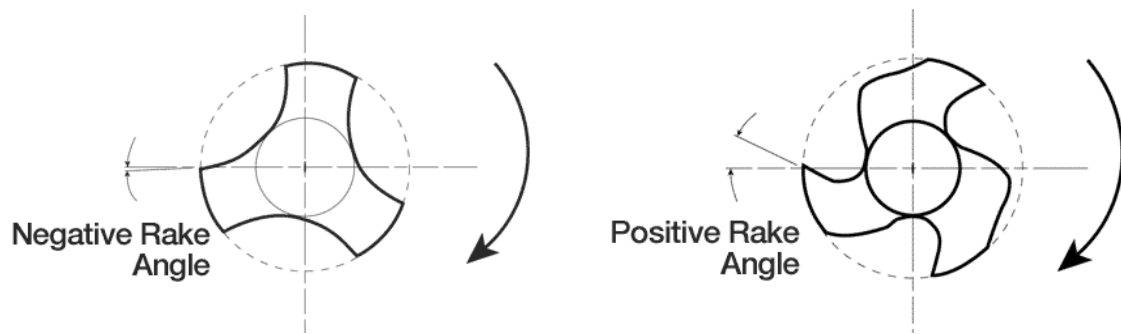


Figure 38 : angle de coupe négatif (à gauche) ou positif (à droite) (source : Sybronendo)

3.5.3.4. Longueur de la partie active et longueur totale de l'instrument

Les dimensions des instruments sont spécifiques à chaque système. Il existe des instruments appelés *openers* de très forte conicité mais très courts, conçus pour élargir les entrées canalaires. Par exemple, l'Endoflare® de diamètre 25/100 mm et de conicité 12% (Micro-Mega) présente une partie travaillante de 10 mm. Le PreRaCe® (figure 39) existe en diamètres 30/100, 35/100 et 40/100 mm de conicités respectives 6%, 8% et 10%.

Les autres instruments ont des parties travaillantes de longueur variable. A titre d'exemple, le système LightSpeed® présente une partie travaillante extrêmement courte de 2 mm comparé au système HERO Shaper® dont la partie travaillante mesure 12 mm ou 16 mm (figure 39).



Figure 39 : instruments HERO Shaper®, PreRaCe® et LightSpeed® (sources : Micro-Mega, FKG, Sybronendo)

De nombreux fabricants proposent leurs instruments dans trois longueurs différentes : 21 mm, 25 mm et 31 mm.

3.5.3.5. Conicité

La conicité des instruments NiTi est primordiale : on retrouve des instruments à conicité nulle (ex : LightSpeed®), constante (ex : RaCe®) et variable (ex : ProTaper®). Une tendance plus récente vise à inverser la conicité de l'instrument : c'est le cas du système S-Apex® (FKG) dont la conicité décroît depuis la pointe vers la base de l'instrument (figure 40). Le système ProTaper® est caractérisé par une conicité importante à la pointe qui diminue ensuite. Par exemple, la lime F1 présente une extrémité de 3mm avec une conicité de 7% puis retrouve une conicité constante de 5%.

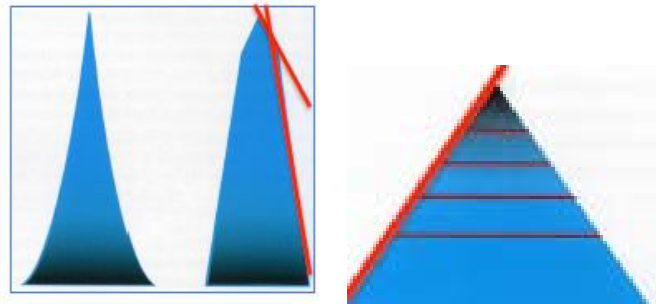


Figure 40 : de gauche à droite on retrouve une conicité croissante depuis la pointe de l'instrument, décroissante depuis la pointe et constante sur toute la longueur instrumentale (www.lescoursdentaire.info/802html.html)

Une étude de Schäfer a mis en évidence la rigidité particulièrement importante des instruments NiTi de conicités supérieures à 4%. Ainsi, en théorie, tous les instruments dont la conicité dépasse 4% ne devraient pas être utilisés pour la préparation apicale (Schäfer et coll., 2003). Mais dans la pratique, l'optimisation de l'irrigation rend nécessaire la mise en forme canalaire avec des instruments de conicités importantes.

3.5.3.6. Forme de la pointe

Les instruments NiTi utilisés en rotation continue sont généralement caractérisés par la présence d'une pointe non travaillante afin d'éviter les risques de perforation radiculaire et de favoriser le respect de la trajectoire canalaire initiale.

D'autres systèmes de mise en forme (ex : Quantec®) ont une pointe travaillante. Les premiers instruments des séquences de retraitement endodontique sont également fréquemment munis d'une pointe active.

3.5.3.7. Vitesse de rotation

Propre à chaque système, elle est généralement comprise entre 300 et 900 tr/mn.

3.5.3.8. Séquence instrumentale

Elle est également spécifique à chaque système. Une étape reste cependant toujours de mise : le cathétérisme manuel. Il est indispensable avant toute mise en œuvre de la rotation continue.

La tendance actuelle vise à simplifier les séquences instrumentales en diminuant le nombre d'instruments nécessaires. Dernièrement, Dentsply Maillefer ou encore Micro-Mega ont mis au point un instrument unique permettant, à lui seul, la mise en forme de la totalité du canal. Cependant, le cathétérisme initial (jusqu'à la lime 15/100 mm) reste de mise.

3.5.3.9. Section transversale des instruments

La forme initiale en « U » a été modifiée à de nombreuses reprises. Mais à partir de 1999, les fabricants proposent de nouveaux instruments (Hero 642®, ProTaper® ou encore RaCe®) présentant des sections triangulaires (figure 41).

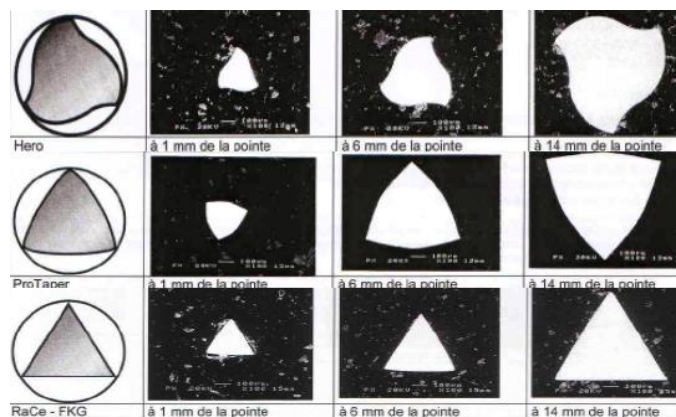


Figure 41 : instruments à lames actives (http://dental-research.com/journal/Vol1_No1_2011/4_Ozkan_ADIGUZEL_files/image002.gif)

Les systèmes Quantec® et K3® (figure 42) présentent des sections plus complexes. En effet, la section basique triangulaire avec une extrémité mousse a subi quelques évolutions:

- élargissement du cœur de l'instrument,
- bords plus tranchants,

- surfaces plus inclinées de manière à évacuer un maximum de débris et de copeaux dentinaires.

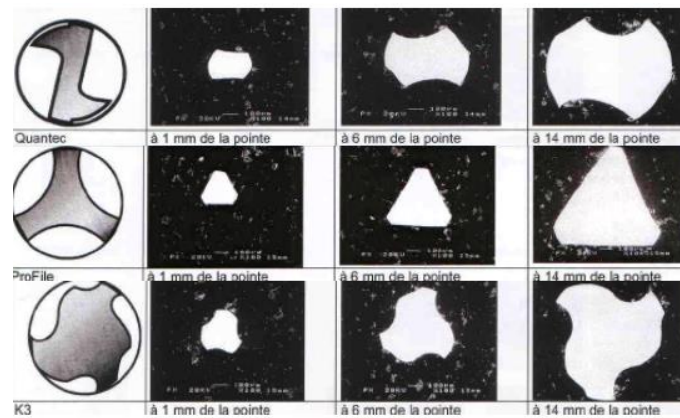


Figure 42 : instruments à méplats radians (http://dental-research.com/journal/Vol1_No1_2011/4_Ozkan_ADIGUZEL_files/image002.gif)

La transformation de section de coupe ne s'est pas arrêtée là. L'Alphafile® est le premier instrument dont la section transversale est pentagonale.

Ainsi, la section triangulaire a subi bon nombre de modifications et est encore majoritairement utilisée dans les systèmes de rotation continue actuels. La section quadrangulaire, encore très répandue dans l'instrumentation manuelle, n'est exploitée que dans le système RaCe® pour les diamètres 10/100, 15/100 et 20/100 mm.

Plus récemment, certains fabricants se sont inspirés de l'efficacité de coupe des limes de Hedström, pour créer le système Mtwo® qui, comme son nom l'indique, bénéficie de deux surfaces de coupe.

Il existe une relation directe entre la rigidité des instruments et leur diamètre, mais aussi entre la forme de leur section et leur moment de flexion. Tout comme les instruments en acier inoxydable, les instruments NiTi de section quadrangulaire ont un moment de flexion très supérieur à celui des instruments de section triangulaire (Camps et coll., 1995).

Ainsi, les fabricants doivent subtilement combiner l'angle de coupe, le type de section, la forme des arêtes, et l'espace libre (lié directement à la conicité et au diamètre de l'instrument). De cette manière, il est possible d'utiliser un couple de rotation réduit tout en maintenant une efficacité de coupe maximale et en limitant la tendance au blocage de l'instrument.

3.5.4. Avantages

L'utilisation d'instruments endodontiques NiTi en rotation continue a permis une amélioration incontestable de la qualité des préparations canalaire, un abord facilité des cas complexes, une meilleure ergonomie, une diminution des complications per- et post-opératoires et surtout une meilleure reproductibilité.

Des études au microscope électronique à balayage (MEB) ont objectivé des résultats aussi bons, voire même meilleurs, par rapport à la préparation manuelle, aussi bien concernant l'élimination des boues dentinaires (ou *smear layer*) et des débris organiques, que de la forme et de la conicité finales de la préparation (Bertrand et coll., 1999 ; Schäfer et Lohmann, 2001).

Diverses raisons permettent d'expliquer ces avantages :

- la superélasticité du NiTi favorise le respect de l'anatomie canalaire lors de la préparation et permet de maintenir la constriction apicale en minimisant les phénomènes d'évasement et/ou de transport. La préparation canalaire est beaucoup plus rapide, mieux centrée et les parois sont plus lisses qu'en technique manuelle. Le risque de création de butée, de faux-canal, de perforation et de déformation apicale est diminué (Glosson et coll., 1995 ; Gambill et coll., 1996 ; Short et coll., 1997 ; Schäfer et Lohmann, 2001 ; Iqbal et coll., 2003 ; Hulsmann et coll., 2005),

- la conicité augmentée des instruments permet une préparation optimale sur les plans mécanique (meilleur parage canalaire et évacuation améliorée des débris) et chimique (irrigation facilitée vers la région apicale) (Schrader et coll., 1999 ; Martin et coll., 2002 ; Schäfer et coll., 2004). Ainsi, l'amélioration de l'évacuation des débris par la voie coronaire et le moindre risque d'extrusion au-delà de l'apex, permettent de diminuer le risque de complications per- et post-opératoires (Ferraz et coll., 2001 ; Bidar et coll., 2004 ; Kustarci et coll., 2008),

- le nombre réduit d'instruments, les séquences pré-établies, la mécanisation de la technique et la rapidité de réalisation rendent la préparation plus ergonomique et moins fatigante qu'avec une instrumentation manuelle, aussi bien pour le patient que pour le praticien (Hulsmann et coll., 2005). De plus, l'emploi de ces techniques assistées est tout à fait compatible avec les règles d'hygiène et d'asepsie (on parle même « *d'ergosepsie* »). La stérilisation et l'emploi de solutions d'irrigation ne semblent pas ou peu affecter les propriétés des instruments en NiTi (Haikel et coll., 1998 ; Viana et coll., 2006),

- la fiabilité et la reproductibilité des résultats, même dans le cadre d'une utilisation par une personne novice, sont également largement admises dans la littérature (Gluskin et coll., 2001 ; Guelzow et coll., 2005 ; Tu et coll., 2008),
- les instruments NiTi peuvent être utilisés pour le traitement des dents temporaires (Kummer et coll., 2008),
- ils sont aussi adaptés pour le retraitement endodontique (Somma et coll., 2008).

3.5.5. Inconvénients

La multiplicité des formes, des sections transversales, des conicités et des diamètres des instruments de rotation continue n'ont pas permis aux praticiens ni aux nombreuses associations d'endodontie de les ordonner et de les classer.

Même si en 2002 Ehrmann appelle à une standardisation et une simplification du système de codage des instruments (Ehrmann, 2002), le recours à des boîtes de rangement spécifiques à chaque système s'avère être une solution complémentaire de choix pour trier et classer correctement les instruments. Récemment, FKG Dentaire a eu l'idée d'utiliser une double bague de couleur pour son système RaCe®. La bague large indique le diamètre apical de l'instrument selon la norme ISO, alors que la bague fine renseigne sur la conicité (grâce à un code couleur inspiré de cette même norme).

Dans une étude de 2003, Schäfer explique que la norme ISO (standardisation des instruments en acier inoxydable, de 1958) ne réglemente que les instruments d'une conicité de 2% et insiste, lui aussi, sur la nécessité d'une standardisation internationale des instruments ayant une conicité supérieure. Une partie de cette étude porte sur la mesure précise des conicités des instruments endodontiques NiTi. Il s'est avéré que peu de fabricants produisent des instruments (manuels ou destinés à la rotation continue) dont la conicité réelle correspond à la conicité théorique (Schäfer et coll., 2003). Cette étude confirme les résultats des travaux de Stenman et Spangberg (1993), Schäfer et Göhring (1999) et Zinelis et coll. (2002).

Les travaux de Nebot et Curnier ont mis en évidence le fait que les instruments en NiTi peuvent supporter des forces importantes sans subir de modifications plastiques, mais qu'en revanche, ils ne tolèrent aucun changement brutal de contraintes. C'est pourquoi une utilisation douce à vitesse constante et faible est indispensable (Nebot et Curnier, 1997).

L'utilisation d'instruments de même conicité et de diamètres croissants de conicités croissantes mais de même diamètre augmente la surface de contact avec les parois canalaire et donc l'effet de gaine. Le couple de travail est inutilement élevé et peut mener au point de rupture instrumentale (Bergmans et coll., 2001 ; Guelzow et coll., 2005). On appelle cela le phénomène *taper lock* (Berutti et coll., 2004).

La conicité majorée augmente la rigidité des instruments de gros diamètre et donc les risques d'erreurs per opératoires (butées, élargissement apical etc.).

Afin d'y pallier et pour diminuer le phénomène de vissage, diverses solutions ont été envisagées : diminution progressive du pas de l'instrument et/ou augmentation de l'angle d'hélice sur la partie apicale (concept du « pas adapté ») (Calas, 2003 ; Diemer et Calas, 2004), ou encore mise au point d'instruments à conicité variable, permettant la réduction du risque de blocage par diminution des surfaces de contact entre l'instrument et les parois dentinaires (Martin et coll., 2002 ; Pertot et Pommel, 2003).

De plus, Baumann recommande donc une utilisation de conicités alternées (par exemple 6% - 4% - 6% - 2% - 6% - 4%) afin de réduire l'effort de chaque instrument par la diminution de cette surface de contact. L'efficacité de coupe s'en trouve par ailleurs augmentée (Gambarini, 2001).

D'autres limites d'utilisation méritent d'être évoquées :

- L'allergie au nickel est encore actuellement discutée et les cas de réactions consécutives à un traitement endodontique à l'aide d'instruments NiTi demeurent rares.
- Une ouverture buccale limitée ou une malposition dentaire (version distale d'une molaire par exemple) peuvent compromettre l'utilisation de la rotation continue. Il existe cependant des instruments rotatifs (contre-angle et instruments) spécifiques et peu encombrants pour tenter de remédier à ce problème (Système InGet®).
- La présence de fortes courbures canalaire peut également constituer une limite à l'utilisation de la rotation continue. Il est possible de définir radiologiquement le degré de courbure en utilisant les critères de Schneider (1971). Le risque de fracture instrumentale est majeur lors de la préparation des canaux comportant des courbures sévères (Hulsmann et coll., 2005).

Les instruments eux-mêmes peuvent contenir parfois des défauts intrinsèques. La fracture est un processus complexe et multifactoriel sur le plan mécanique, lié à un enchaînement d'évènements. Il s'avère que la complexité morphologique du réseau canalaire n'est pas le seul

paramètre influençant le risque de fracture. Ce dernier résulte en réalité de la combinaison d'un facteur anatomique et d'autres facteurs non négligeables notamment :

- technologiques (processus de fabrication, géométrie, défauts intrinsèques, *etc.*),
- opératoires (nombre d'utilisations, technique de préparation, accès à la dent, *etc.*),
- humains (habileté, compétences et expérience de l'opérateur, forces appliquées par celui-ci, *etc.*) (Parashos et Messer, 2006).

Lorsque le clinicien est confronté à des situations cliniques « à risque », il est préférable de recourir à une instrumentation manuelle ou d'éviter le passage d'instruments mécanisés de gros diamètres dans les derniers millimètres apicaux (Hulsmann et coll., 2005).

3.5.6. Présentation de quelques systèmes

Les premiers systèmes commercialisés (LightSpeed®, MityRoto®, ProFile®, et Power-R®), malgré leurs méplats radiants, étaient à l'origine de nombreuses craintes quant au risque potentiel de créer des butées et d'aboutir finalement à une fracture instrumentale. Ces craintes ont été justifiées par des études ultérieures sur les taux de fracture instrumentale (Baumann et Roth, 1999). Cependant, le système LightSpeed® fut le premier à présenter une extrémité non travaillante en forme de torpille assurant une fonction de guidage (on parle de *pilot tip*). Cette particularité sera reprise dans tous les systèmes de rotation continue, en tant que principe fondamental.

De nos jours, la plupart des instruments présentent une extrémité arrondie et des arêtes conservant leur angle sur l'ensemble de la partie active. Cela confère à la pointe de l'instrument une capacité de coupe relative favorisant la progression apicale dans les canaux courbes et/ou obstrués (Willey et Senia, 1992).

Enfin, il existe certaines règles incontournables que l'opérateur se doit de respecter pour limiter les échecs du traitement endodontique (fractures instrumentales, pertes de longueur de travail *etc.*). Ces règles, reprises par Bohin (2002) sont les suivantes :

- toujours effectuer un cathétérisme manuel avant d'utiliser la rotation continue : s'il est impossible manuellement, il en sera de même avec la rotation continue,

- la rotation de l'instrument NiTi doit toujours être accompagnée d'un mouvement de va-et-vient (l'instrument ne doit jamais rester en rotation stationnaire dans le canal), sans pression, et sans variation de la vitesse de rotation,
- ne jamais insérer un instrument NiTi à l'arrêt dans un canal,
- toujours vérifier l'intégrité de l'instrument entre deux utilisations,
- utiliser une solution d'irrigation abondante,
- l'intérêt du recours à un agent chélatant à chaque passage d'instrument est aujourd'hui discuté.

3.5.6.1. Les instruments à méplats radians

- **Le Quantec® Sybronendo** (Claise-Crinquette et Ricci, 1998)

Profil instrumental

On retrouve sur les instruments de ce système un angle d'attaque légèrement positif, ainsi que des méplats radiaux séparés par des rainures d'engagement. On distingue alors deux séries d'instruments :

- une première caractérisée par une extrémité travaillante,
- une seconde caractérisée par une extrémité mousse.

Le Quantec® se distingue des autres systèmes par la présence de rainures de dégagement en forme de double cuvette intercalées entre les méplats (figure 43). Elles permettent ainsi d'éviter le blocage instrumental par l'accumulation d'une trop grande quantité de débris dentinaires.

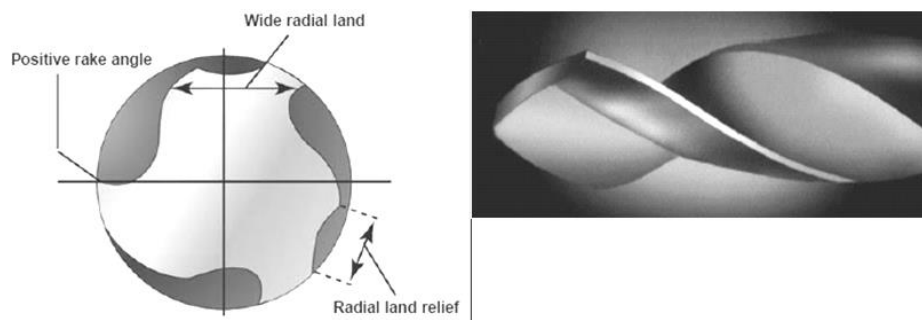


Figure 43 : profil instrumental d'un instrument Quantec®
(http://rootcanaltreatment.blogspot.fr/2011_07_01_archive.html)

Cependant, les études de Thompson montrent que les angles de coupe du Quantec® (60° et 90°) étaient à l'origine de butées et d'altérations de la configuration des parois canalaire (Thompson et Dummer, 1998).

Il existe dix limes numérotées de 1 à 10 dans ce système (figure 44) : la première, de diamètre 25/100 mm, possède une forte conicité (6%), les autres instruments, quant à eux, voient leur conicité augmenter de 1% en 1% (en commençant avec une conicité de 2%) avec des diamètres allant de 20/100 mm à 45/100 mm.



Figure 44 : système Quantec® (source : Sybronendo)

Technique d'utilisation

La vitesse de rotation recommandée est comprise entre 300 et 350 tr/mn.

Le premier instrument utilisé est la lime 1 (de diamètre 25/100 mm et d'une conicité de 6%) qui permet le débridement du tiers coronaire du canal. Le cathétérisme et la détermination de la longueur de travail sont opérés de manière manuelle (limes K et H ou MMC® et MME de faibles diamètres).

Les instruments 2 à 8 seront insérés sans contrainte jusqu'à la longueur de travail. Ils ont une conicité et un diamètre croissants :

- n° 2 : diamètre 15/100 mm, conicité 2%
- n° 3 : diamètre 20/100 mm, conicité 2%
- n° 4 : diamètre 25/100 mm, conicité 2%
- n° 5 : diamètre 25/100 mm, conicité 3%
- n° 6 : diamètre 25/100 mm, conicité 4%
- n° 7 : diamètre 25/100 mm, conicité 5%
- n° 8 : diamètre 25/100 mm, conicité 6%

Enfin, la lime 9 (diamètre 40/100 mm, conicité 6%, disponible en 21 et 25 mm) permet d'augmenter la conicité de la préparation tandis que la lime 10 (diamètre 45/100 mm, conicité 2%, également disponible en 21 et 25 mm) assure le surfaçage final des parois canalaire.

- **Le ProFile® Dentsply** (Cochet et Baril, 1998)

Profil instrumental

On retrouve sur le ProFile® des méplats radiaux (ou *radial lands*) permettant de maintenir l'instrument en position centrale dans le canal tout au long de sa progression. Des gorges en « U » assurent l'évacuation des débris organiques et minéraux. L'extrémité est non travaillante (l'angle de transition entre la pointe instrumentale et l'axe de la lime a été supprimé).

Il existe deux conicités (4 et 6%) avec des diamètres s'échelonnant entre 10/100 et 90/100 mm pour la conicité 4% et entre 15/100 et 40/100 mm pour les instruments en 6% (exemple d'instruments dans la figure 45). Schilder a même favorisé l'utilisation d'une séquence instrumentale appelée « série 29 » présentant une conicité de 4%. Dans cette série, le diamètre apical d'un instrument est 29% plus grand que celui qui le précède.



Figure 45 : système ProFile® (source : Dentsply-Maillefer)

Technique d'utilisation

La vitesse de rotation recommandée est de 300 tr/mn.

La première étape de préparation canalaire avec le ProFile® requiert quatre instruments de diamètre et de conicité décroissants :

- conicité de 6%
 - diamètre 25/100 mm pour la préparation du tiers coronaire
 - diamètre 20/100 mm pour la préparation des tiers coronaire et médian

Puis,

- conicité de 4% :
 - diamètre 25/100 mm pour la préparation du tiers médian

- diamètre 20/100 mm pour la préparation des tiers médian et apical.

On détermine ensuite la longueur de travail définitive au moyen d'une lime type FlexoFile n°15.

La mise en forme finale est alors possible avec trois instruments d'une conicité de 4% et de diamètres croissants de 15/100 à 25/100 mm. Ils sont insérés sans contrainte jusqu'à la longueur de travail définitive.

- **Le light Speed® Sybronendo** (Senia et Wildey, 2005)

Profil instrumental

On retrouve sur les instruments LightSpeed® la présence de méplats radians et une pointe mousse. La partie travaillante extrêmement courte (2 mm) laisse place à un corps instrumental non travaillant plus long et particulièrement flexible (cf. figure 39), ce qui permet de négocier les courbures apicales les plus difficiles sans craindre de sur-instrumenter la portion coronaire.

Ce système propose toutes les tailles intermédiaires depuis la n°20 jusqu'à la n°60 en passant par les 22.5, 25, 27.5 etc.

Technique d'utilisation

La vitesse de rotation recommandée est de 1300 à 2000 tr/mn.

Avant même d'utiliser les instruments LightSpeed®, le tiers coronaire doit être préparé selon la technique du *crown-down*. La longueur de travail est ensuite déterminée manuellement, avec un instrument de diamètre 15/100 mm de type lime K. Le passage de broches est même recommandé, si la situation clinique le permet.

Les instruments du système LightSpeed® peuvent alors être utilisés comme suit :

- détermination du diamètre minimum du canal avec l'instrument FLSB,
- instrumentation apicale à l'aide du FLSB (*First LightSpeed® instrument to Bind before reaching working length*) jusqu'au passage du *Master Apical Rotary* (MAR),
- passage de l'instrument de diamètre supérieur à la longueur de travail diminuée de 4mm,
- instrumentation du tiers moyen à l'aide des trois ou quatre instruments de diamètres supérieurs (il n'est pas nécessaire d'utiliser les demi-tailles),
- récapitulation à la longueur de travail avec le MAR.

Comme pour tous les systèmes de rotation continue, quelques règles essentielles et spécifiques au système LightSpeed® permettent de mener à bien le traitement endodontique :

- toujours faire pénétrer l'instrument en rotation dans le canal puis avancer jusqu'à obtenir une légère résistance,
- appliquer alors un mouvement de va-et-vient pour progresser jusqu'à la longueur de travail,
- dès que la longueur de travail est atteinte, immédiatement retirer l'instrument en rotation.

3.5.6.2. Les instruments à lames actives

- **Le HERO 642® Micro-Mega** (Vulcain et Calas, 1998 ; Calas et Vulcain, 1999)

En 1998, Calas et Vulcain ont mis au point un système d'instruments endodontiques en nickel-titane : le HERO® (Haute Elasticité en Rotation Continue) qui répond à trois concepts :

- l'utilisation d'un alliage en Ni-Ti,
- le recours à la rotation continue à basse vitesse,
- l'obtention d'une conicité supérieure à 2 %.

Profil instrumental

Ce système présente une section triangulaire, ce qui permet de centrer l'instrument au cours de sa progression dans le canal et de laisser un espace libre facilitant le *by pass* en cas de fracture instrumentale (figure 46). La profondeur de découpe des lames est croissante depuis la pointe vers la tige de l'instrument afin de faciliter l'élimination des débris. Ensuite, cette profondeur devient constante afin de conférer à l'instrument une bonne résistance à la fracture.

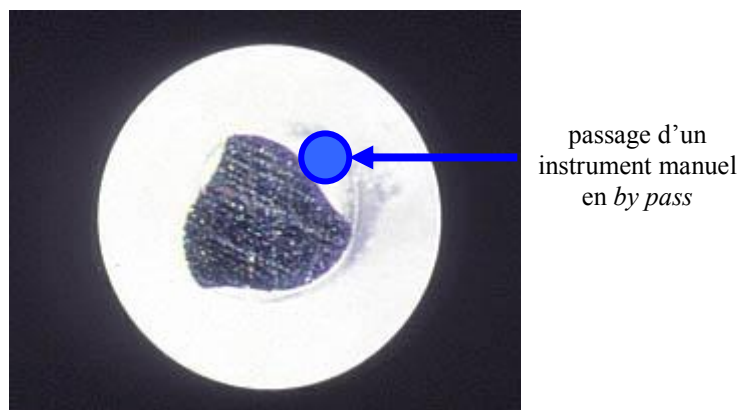


Figure 46 : section transversale d'un instrument HERO 642® (d'après Machtou, 1993)

Le pas et l'angle d'hélice varient de manière progressive depuis la pointe jusqu'à la partie cervicale afin de limiter les phénomènes de vissage et d'aspiration apicale. L'opérateur contrôle

alors plus facilement sa préparation et en préserve les limites. L'extrémité des instruments HERO 642® est non travaillante.

L'angle de coupe des lames est légèrement positif ce qui permet d'élargir la lumière canalaire par surfaçage pariétal.

Deux particularités dans le dessin de coupe de ce système limitent son frottement pendant la préparation et favorisent son désengagement en cas de contraintes importantes :

- la présence d'un angle de dégagement positif (β),
- l'absence de méplat radian.

Le système HERO 642® est décliné en trois diamètres différents de 20/100 à 30/100, chacun disponible en conicités 6%, 4% et 2% (figure 47). Chaque conicité est conçue pour avoir une action spécifique au niveau du tiers cervical, médian ou apical.



Figure 47 : instruments HERO 642® (source : Micro-Mega)

Technique d'utilisation

La vitesse d'utilisation recommandée de ce système est comprise entre 300 et 600 tr/mn.

Les instruments sont utilisés en respectant une conicité décroissante à mesure que l'on progresse vers l'apex. L'élargissement et la suppression des contraintes des 2/3 supérieurs sont effectuées au moyen des HERO 6% (pour le débridement du tiers coronaire) et 4% (pour la préparation du tiers moyen). Ensuite, une récapitulation est réalisée avec une lime MMC® 8/100 mm ou 10/100 mm afin de déterminer la longueur de travail. La préparation du tiers apical est obtenue par les HERO 2%.

Enfin, deux séquences sont possibles en fonction de la morphologie canalaire (figure 48) :

- les canaux simples et droits seront réalisés à l'aide des instruments de diamètre 30/100 mm
- la préparation des canaux complexes (fins et courbes) commencera par les tiers coronaire puis moyen avec des instruments de conicité croissante avant de pouvoir instrumenter le tiers apical.

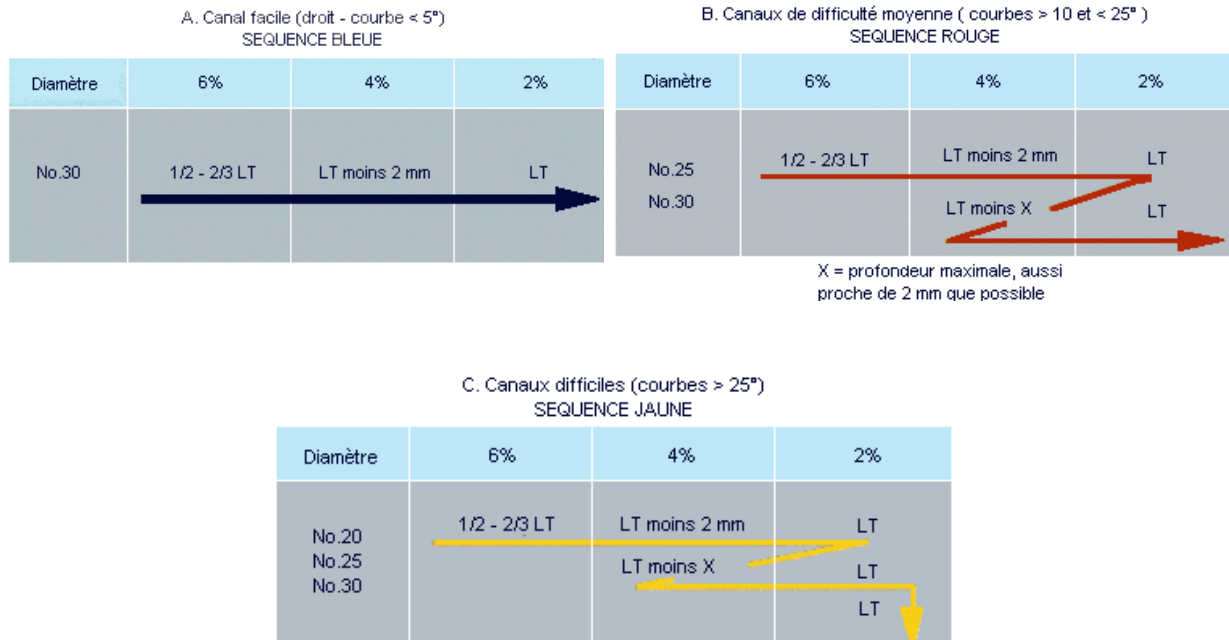


Figure 48 : séquences instrumentales en *CROWN-DOWN* recommandées par Micro-Mega en fonction de la difficulté du cas à traiter (source : Micro-Mega)

- Le ProTaper® Dentsply (Martin et coll., 2002)

Profil instrumental

Le système ProTaper® jouit d'une très bonne efficacité de coupe grâce à un angle d'hélice positif, un pas variable et une section triangulaire convexe à bords tranchants (Ruddle, 2001). La pointe des instruments est non travaillante.

Ce système est divisé en deux groupes d'instruments (figure 49) :

- trois *shaping files* (S_x , S_1 et S_2) dont les bagues de couleur ne respectent pas la norme ISO mais ont tout de même été utilisées afin de rappeler le code couleur des progressions standardisées. Leur conicité augmente progressivement depuis la pointe jusqu'à la base des instruments, ce qui augmente leur flexibilité (Bergmans et coll., 2003).
 - le S_x permet le débridement des entrées canalaires. Sa forme est dite « en tour Eiffel », c'est-à-dire à conicité croissante. Il peut aussi être utilisé pour la mise en forme des canaux courts. Sa pointe présente un diamètre de 19/100 mm,

- le S₁ (à bague violette) présente la même forme que le S_x et permet la préparation du tiers coronaire des canaux, tout en préservant la perméabilité canalaire et en assurant son centrage dans le canal. Le diamètre de sa pointe est de 17/100 mm,
 - le S₂ (à bague blanche) assure la mise en forme du tiers moyen et augmente le volume de la préparation apicale afin de faciliter l'insertion de la « finishing file » n°1. Le diamètre de sa pointe est de 20/100 mm.
- trois *finishing files* (F₁, F₂, F₃) permettant la mise en forme correcte du tiers apical. Leur conicité diminue depuis la pointe vers la base (Bergmans et coll., 2003).
- le F₁ (à bague jaune) présente une conicité de 7% sur ses derniers millimètres et un diamètre de 20/100 mm à son extrémité,
 - le F₂ (à bague rouge) : conicité 8% et extrémité de diamètre 25/100 mm,
 - le F₃ (à bague bleue) : conicité 9% et extrémité de diamètre 30/100 mm.

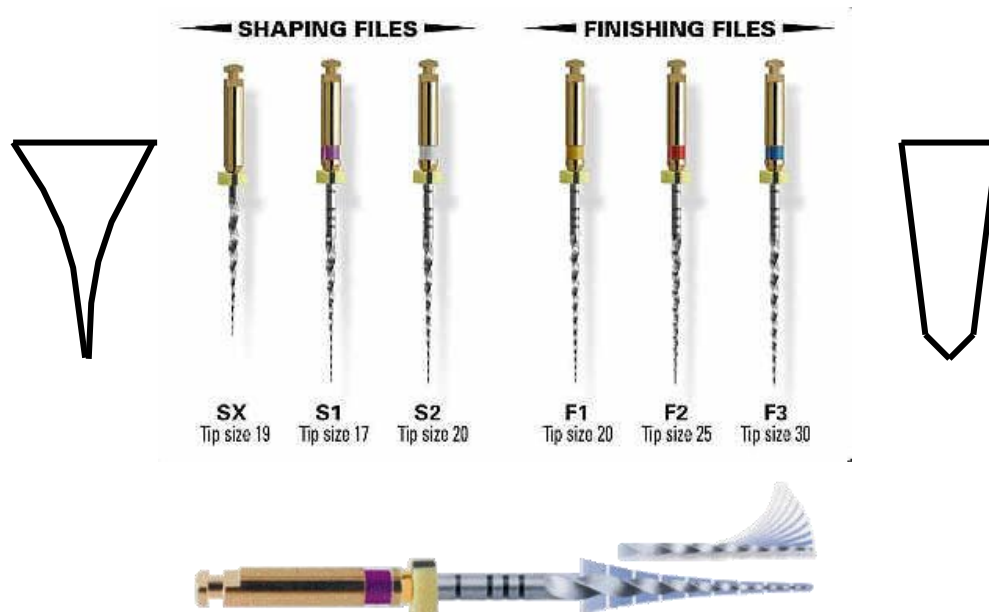


Figure 49 : instruments ProTaper® (source : Dentsply-Maillefer)

Dernière particularité du ProTaper : les mandrins sont courts (13 mm) et les instruments sont disponibles en 21 et 25 mm ce qui facilite l'accès aux dents postérieures.

Technique d'utilisation

Nous prendrons l'exemple du traitement endodontique d'une molaire.

- 1) Passage du S₁ en appui pariétal à la longueur de travail estimée diminuée de 3mm (2/3 de la L_T),

- 2) Débridement total de l'entrée canalaire avec le S_x par un mouvement de pompage en appui sur la paroi opposée à la courbure,
- 3) Détermination de la longueur de travail définitive à l'aide d'une lime manuelle de diamètre 10/100 ou 15/100 mm,
- 4) Passage du S_1 , du S_2 puis du F_1 à la longueur de travail définitive,
- 5) Evaluation du diamètre de la préparation apicale à l'aide de limes manuelles,
- 6) Si le diamètre est supérieur à 20/100 mm, passage du F_2 et éventuellement du F_3 .

- **Le Hyflex CM® Coltene**

Les instruments Hyflex CM® présentent une particularité unique : ils se déforment au gré des contraintes qui leur sont imposées et il est possible de les précourber. Leur alliage NiTi permet de contrôler la mémoire de forme du matériau : la déformation induite par la contrainte est réversible par un traitement thermique (autoclave par exemple) (figure 50). Cette caractéristique singulière assure un meilleur respect des trajectoires canalaire, limite le phénomène de vissage et augmente la résistance à la fracture.

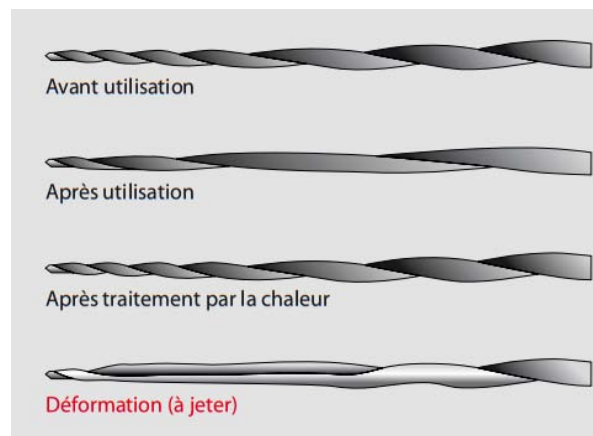


Figure 50 : une déformation instrumentale réversible par traitement thermique (source : Coltene)

La séquence comporte six instruments (figure 51) utilisables en *crown-down*, en *step-back*, ou en *single length*. Cette dernière est la technique recommandée par le fabricant et correspond à une préparation canalaire à la L_T avec chaque instrument, après préparation du premier tiers coronaire avec l'*opener* de conicité 8% et de diamètre 25/100mm.

Les six instruments ont des conicités de 4%, 6% et 8% et des diamètres de 20, 25, 30 et 40/10mm (figure 46).



Figure 51 : séquence Hyflex CM® (source : Coltene)

Enfin, chaque instrument présente une pointe non travaillante et de section triangulaire qui évolue vers une section quadrangulaire en se rapprochant de la base de l'instrument (figure 52).

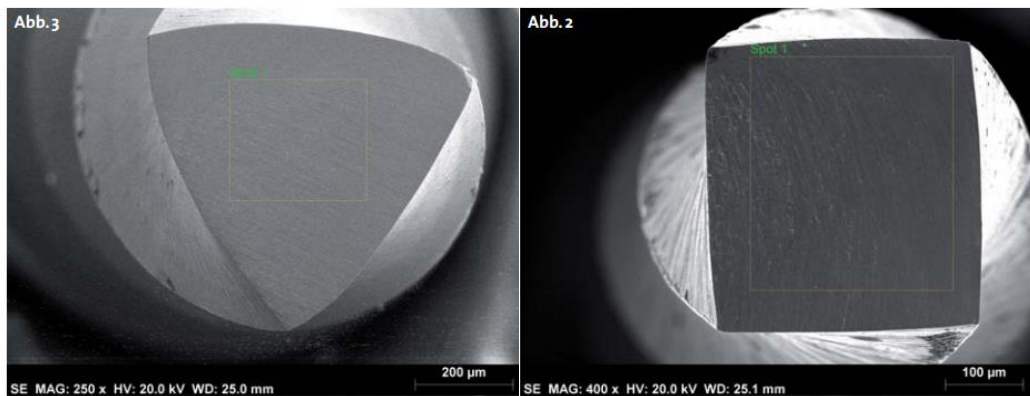


Figure 52 : section triangulaire (à la pointe) puis quadrangulaire d'un instrument Hyflex CM® au MEB (d'après Rieger, 2012)

- **Le WaveOne® Dentsply**

Profil instrumental

Le principe du système WaveOne® est de simplifier à l'extrême la procédure de préparation canalaire par l'utilisation d'un instrument NiTi unique. Il existe trois instruments permettant de répondre à trois types de situations cliniques (figure 53) :

- le WaveOne® Small pour les canaux fins (bague jaune) : son diamètre à la pointe est de 21/100 mm et sa conicité est de 6%,
- le WaveOne® Primary pour la majorité des canaux (bague rouge) : le diamètre de la pointe est de 25/100 mm et la conicité apicale de 8% diminue en direction coronaire,
- le WaveOne® Large pour les canaux larges (bague noire) : le diamètre à la pointe est de 40/100 mm et la conicité apicale de 8% diminue en direction coronaire.



Figure 53 : instruments WaveOne® (Dentsply-Maillefer)

Ces trois instruments ont une section triangulaire convexe modifiée à leur extrémité, et une section triangulaire convexe sur le reste de leur partie travaillante. Cela augmente leur flexibilité tandis que le dessin de la pointe assure un meilleur respect de la trajectoire canalaire. La variation du pas sur la partie travaillante augmente la sécurité d'utilisation (Pertot et coll., 2008 et 2011).

Enfin, chaque instrument est à usage unique. D'ailleurs, le fabricant a mis au point un système de bagues de couleur (renseignant sur le diamètre) qui gonflent lors de la stérilisation, rendant impossible une nouvelle insertion de l'instrument dans un contre-angle.

Technique d'utilisation

Le système WaveOne® est conçu pour être utilisé en mouvements horaires et anti-horaires alternés. Chaque mouvement anti-horaire permet à l'instrument de pénétrer dans le canal et d'enfoncer les lames dans la dentine, alors que les mouvements horaires permettent la coupe de la dentine engagée et évite le vissage de l'instrument. La succession de trois cycles de mouvements permet à l'instrument d'effectuer une rotation totale. La progression en direction apicale se fait par une légère pression accompagnant des mouvements lents de va-et-vient répétés trois ou quatre fois.

Un contre-angle adapté est indispensable : c'est le cas du *e3™ Torque Control Motor®* (Dentsply). Ce contre-angle réducteur (à 6:1) est programmable et peut également être utilisé en rotation continue avec d'autres systèmes.

Le protocole d'utilisation est le suivant :

- 1) Cathétérisme manuel et détermination de la longueur de travail. Le passage d'une lime K de diamètre 10/100 mm permet de déterminer l'instrument de mise en forme le plus adapté :
 - si le passage de la lime K est difficile, l'utilisation du WaveOne® Small est appropriée,

- si le passage de la lime K est facile jusqu'à la longueur de travail, on utilisera le WaveOne® Primary,
- enfin, si le passage d'une lime K de diamètre 20/100 mm (ou plus) est possible jusqu'à la longueur de travail, le WaveOne® Large sera l'instrument de choix.

2) passage de l'instrument WaveOne® adapté jusqu'aux deux tiers de la longueur de travail,

3) irrigation abondante,

4) détermination précise de la longueur de travail avec une lime K et un localisateur d'apex et/ou une radiographie instrumentée,

5) deuxième passage du WaveOne® jusqu'à la longueur de travail définitive,

6) confirmation du diamètre de la préparation apicale avec une lime K de diamètre identique à celui du WaveOne® utilisé : si le diamètre correspond, la préparation est terminée. En revanche, si le diamètre est plus large, l'instrument WaveOne® de diamètre supérieur doit être utilisé.

- **Reciproc® VDW**

Profil instrumental

Le système Reciproc® présente 3 limes : Reciproc® 1 (diamètre 25, conicité 8%, bague rouge), Reciproc® 2 (diamètre 40, conicité 6%, bague noire) et Reciproc® 3 (diamètre 50, conicité 5%, bague jaune) (figure 54), disponibles en trois longueurs 21 mm, 25 mm et 31 mm.

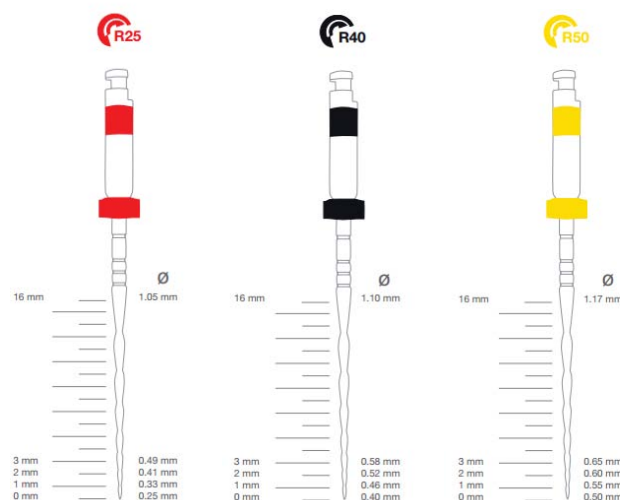


Figure 54 : instruments Reciproc® (source : VDW)

La section de l'instrument présente deux arêtes coupantes (figure 55), semblables à celles de l'Unifile® et du MTwo®. De plus, il existe une deuxième différence entre le WaveOne® et le Reciproc® : la conicité inversée est plus faible pour le Reciproc®. Ainsi, ce dernier présente un diamètre coronaire plus faible comparé au WaveOne® (Pertot et coll., 2008 et 2011).

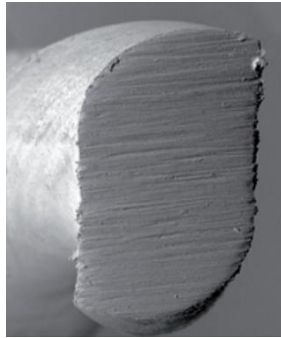


Figure 55 : section en « S » du Reciproc® (<http://www.qedendo.co.uk/acatalog/fig4.jpg>)

Chaque instrument Reciproc® est conditionné dans un blister stérile et est à usage unique (un instrument pour une dent mono ou pluriradiculée).

Technique d'utilisation

Ce système utilise aussi l'alternance de mouvements horaires / antihoraires. De même que pour le WaveOne®, les mouvements antihoraires assurent la pénétration instrumentale dans le canal et l'engagement dans la dentine. Puis, les mouvements horaires, de plus faible amplitude, permettent la coupe de la dentine engagée, désengagent l'instrument et empêchent son vissage dans le canal.

L'utilisation d'un moteur et d'un contre-angle adaptés est incontournable. Le fabricant VDW® propose d'ailleurs le Silver® Reciproc® et le Gold® Reciproc®. Ce dernier présente un localisateur d'apex intégré et est compatible avec tous les systèmes de rotation continue actuellement sur le marché, ainsi qu'avec les systèmes contrarotatifs Reciproc® et WaveOne®.

Après étude du cliché radiographique préopératoire, le fabricant indique que le choix de l'instrument se fera comme suit :

- 1) si le canal est partiellement visible ou complètement invisible, le Reciproc® 1 (bague rouge) est indiqué,
- 2) si le canal est totalement visible, il faut alors déterminer s'il est large ou de taille intermédiaire. Pour ce faire, un instrument manuel de diamètre 30/100mm est utilisé :

- a. s'il atteint la longueur de travail sans contrainte, on utilise le Reciproc® 3 (bague jaune),
- b. s'il n'atteint pas la longueur de travail, on utilise alors un instrument manuel de diamètre 20/100mm que l'on amènera à la longueur de travail : s'il l'atteint sans contrainte, on utilise ensuite le Reciproc® 2 (bague noire) mais s'il ne l'atteint pas, on choisit alors le Reciproc® 1 (bague rouge).

Une fois l'instrument adapté sélectionné, la longueur de travail déterminée, et le programme « Reciproc » du moteur enclenché, la préparation peut commencer. Après irrigation abondante de la cavité d'accès, l'instrument Reciproc® est inséré doucement dans le canal par des mouvements de va-et-vient de 3 mm d'amplitude. Après une succession de trois mouvements de va-et-vient, l'instrument est nettoyé et le canal irrigué. On s'assure alors de la vacuité de ce dernier avec une lime K de faible diamètre (moins de 15/100mm).

On poursuit ainsi jusqu'aux deux tiers de la longueur de travail. On détermine alors la L_T définitive avec une radiographie instrumentée (pour le Reciproc® 1) et/ou un localisateur d'apex (pour les Reciproc® 2 et 3). Après irrigation canalaire et nettoyage de l'instrument, on termine la préparation endodontique, toujours avec le même instrument Reciproc®.

Attention, si le canal est particulièrement fin et que la lime K de diamètre 10/100mm ne dépasse pas les deux tiers de la L_T sans être précourbée, une étape de préparation intermédiaire est nécessaire : on utilise d'autres instruments manuels jusqu'au diamètre 15/100mm pour préparer la portion apicale du canal. Si le dernier instrument manuel utilisé (diamètre 15/100mm) atteint la L_T sans être précourbé, la préparation peut alors être achevée avec le Reciproc®1. En revanche, si l'instrument n'atteint pas la L_T sans précourbure préalable, la préparation canalaire devra être terminée manuellement.

- **One Shape® Micro-Mega**

Profil instrumental

Le principe est identique à celui du WaveOne® et du Reciproc® : simplifier la préparation canalaire grâce à l'utilisation d'un instrument unique (figure 56). Cependant, contrairement à ces deux systèmes, One Shape® s'utilise en rotation continue.



Figure 56 : One Shape® et sa section variable (source : Micro-Mega)

Le One Shape® présente une pointe non travaillante, un pas variable et trois zones de sections différentes (figure 56) :

- la première présente une section à trois arêtes de coupe assurant un respect optimal de la trajectoire canalaire,
- la seconde, dite de transition, a une section qui passe progressivement de 3 à 2 arêtes de coupe,
- la dernière (coronaire) est pourvue de 2 arêtes de coupe.

Technique d'utilisation

Le One Shape® s'utilise en rotation continue et ne nécessite donc pas de contre-angle spécifique (contrairement au WaveOne®).

Le protocole recommandé par le fabricant est le suivant :

- 1) Cathétérisme manuel avec une lime K de diamètre 10/100 mm. Si celle-ci atteint sans difficulté la longueur de travail estimée, et qu'une lime K de diamètre 15/100 mm peut également l'atteindre, on détermine alors la longueur de travail définitive.
- 2) L'irrigation est toujours indispensable.
- 3) Insérer le One Shape® jusqu'aux deux tiers de la L_T par un mouvement de va-et-vient sans pression et en appui pariétal. Retirer et nettoyer l'instrument, irriguer et vérifier la perméabilité canalaire avec une lime K de diamètre 10/100 mm.
- 4) Insérer à nouveau le One Shape® jusqu'à la L_T -3mm. Retirer l'instrument et le nettoyer puis vérifier la perméabilité canalaire comme précédemment.

5) Insérer le One Shape® à la L_T toujours sans pression et par un mouvement de va-et-vient. Si l'atteinte de la L_T n'est pas directement possible, il est indispensable de répéter les étapes de nettoyage instrumental, d'irrigation et de vérification de la vacuité canalaire.

Un deuxième protocole est proposé en cas d'impossibilité d'atteindre la longueur de travail estimée avec la lime K de diamètre 10/100 mm :

1) Irriguer abondamment et utiliser les limes NiTi G1 (n°12, conicité de 3% disponible en 21, 25 ou 29 mm) puis G2 (n°17, conicité 3%, également disponible en 21, 25 ou 29 mm) jusqu'à la L_T estimée.

2) Déterminer la L_T définitive avec une lime K de diamètre 15/100 mm.

3) Utiliser le One Shape® comme vu précédemment.

4. Spécificités du système RaCe® FKG

4.1. Profil de l'instrument

Commercialisé depuis 1999, le système RaCe® est unique par son concept : la partie travaillante de chaque instrument est composée d'une alternance de spires aux arêtes de coupe tranchantes (Bergmans et coll., 2001) et de segments droits (figure 57), augmentant la flexibilité et réduisant considérablement « l'effet de vissage », le risque de blocage instrumental et le couple de rotation.

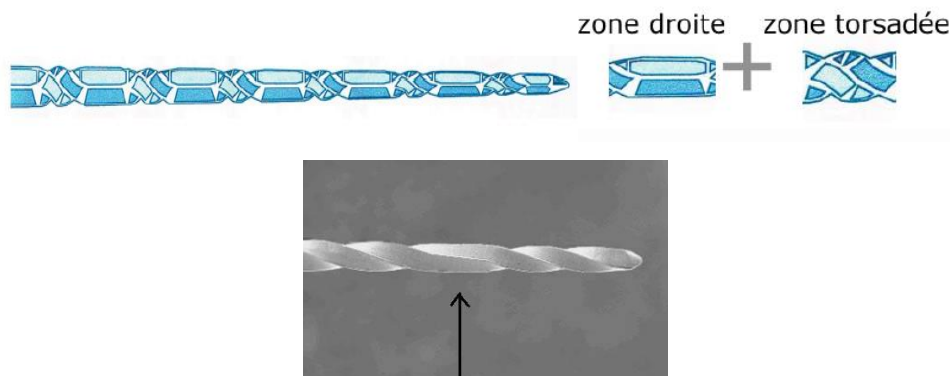


Figure 57 : profil instrumental unique du système RaCe® au MEB (source : FKG)

Les instruments RaCe® présentent les caractéristiques idéales pour assurer une grande efficacité de coupe et une évacuation rapide des débris dentinaires (Sonntag, 2006).

Le diamètre de chaque instrument est renseigné par une bague de couleur selon la norme ISO (cf. figure 62).

Outre son dessin unique, ce système présente d'autres particularités :

- la pointe non travaillante,
- les conicités s'échelonnent de 2% à 10%,
- la section triangulaire convexe à l'exception des diamètres 10/100, 15/100 et 20/100 mm (conicité de 2%) qui possèdent une section quadrangulaire (augmentant leur rigidité et leur résistance mécanique),
- la surface polie nettement plus lisse et homogène que sur les autres instruments, obtenue par un traitement électrochimique spécifique,
- les instruments PreRaCe® mesurent 19 mm. Tous les autres instruments RaCe® mesurent 21 ou 25 mm et les RaCe® 6% existent également en 19 mm,
- la compatibilité avec tous les moteurs (pas besoin de moteur réducteur de couple),
- le système *Safety Memo Disc*.

4.2. Traitement électrochimique de surface

La surface des instruments de la gamme RaCe® est remarquablement lisse et homogène (figure 58) grâce à un traitement électrochimique de surface spécifique : du bore et de l'azote sont incorporés sous forme ionique par l'application d'un courant électrique ou par un traitement thermique (huit heures à 500°C). Ce traitement confère une meilleure efficacité de coupe (l'électro-érosion aiguisé les arêtes) et une résistance accrue à la fatigue et à la fracture (Lee et coll., 1996 ; Rapisarda et coll., 2000 ; Tripi et coll., 2006). De plus, la surface lisse garantit une meilleure stérilisation.

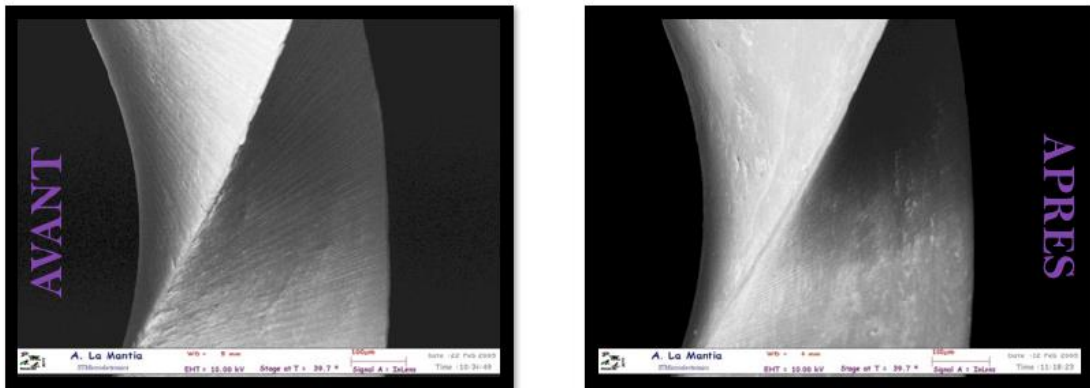


Figure 58 : état de surface d'un instrument RaCe® en MEB avant et après traitement électrochimique (d'après Tripi et coll., 2006)

4.3. Safety memo disk et code couleur (Dirheimer et coll., 2007)

Les études de Peters ont mis en évidence l'importance d'enregistrer la fréquence et les conditions d'utilisation de chaque instrument NiTi (Peters et Barbakow, 2002 ; Peters et coll., 2003). Tongbalyal conseille de remplacer chaque instrument au plus tard après la préparation de dix canaux (Tongbalyal, 1999). En fonction des conditions d'utilisation et des recommandations du fabricant, l'opérateur élimine chaque instrument considéré comme usé. Le risque de fracture due à la fatigue de l'alliage est alors mieux maîtrisé.

Ainsi, la société FKG a mis au point un système breveté appelé *Safety Memo Disc®* (SMD®) représenté par un disque en caoutchouc à huit pétales (figure 59).



Figure 59 : Safety Memo Disc® disponibles en bleu, jaune, noir et transparent (source : FKG)

Le fabricant suisse fournit au praticien une jauge de courbure qu'il suffit d'apposer sur le cliché radiographique préopératoire pour évaluer la sévérité de la courbure canalaire et donc la difficulté clinique (figure 60). Trois degrés de difficulté sont possibles : simple, moyen et difficile.



Figure 60 : jauge de courbure (source : FKG)

Il suffit ensuite de se reporter à un tableau afin de déterminer le nombre de pétales qu'il faudra retirer après l'utilisation de chaque instrument dans le canal considéré. Lorsque le dernier pétale est retiré, l'instrument doit être remplacé (figure 61).

		Calibre instrument					
		15	20	25	30	35	40
		50					
Instruments	Difficulté canalaire	Nombre de pétales à déduire pour une utilisation					
PRE-RaCe® conicité 10%, 8%, 6%.	Exclusivement pour les canaux droits	/	/	/	-1	-1	-1
RaCe® conicité 2%	Simple	-2	-2	-2	-3	-3	-4
	Moyen	-2	-2	-3	-4	-4	-4
	Difficile	-3	-4	-4	-4	-5	!!



Figure 61 : un ou plusieurs pétale(s) est (sont) retiré(s) après chaque utilisation (source : FKG)

Le système SMD® que l'on trouvait sur les premiers instruments RaCe® respectait un code couleur renseignant sur la conicité de l'instrument :

- jaune pour les conicités 10% (PreRaCe®) et 2% (RaCe®),
- noir pour les conicités 8% (PreRaCe®) et 4% (RaCe®),
- bleu pour la conicité 6% (PreRaCe® ou RaCe®).

Depuis la commercialisation de la gamme iRaCe®, la conicité est renseignée par une fine bague de couleur jaune, noire ou bleue située sur le mandrin de l'instrument (figure 62).

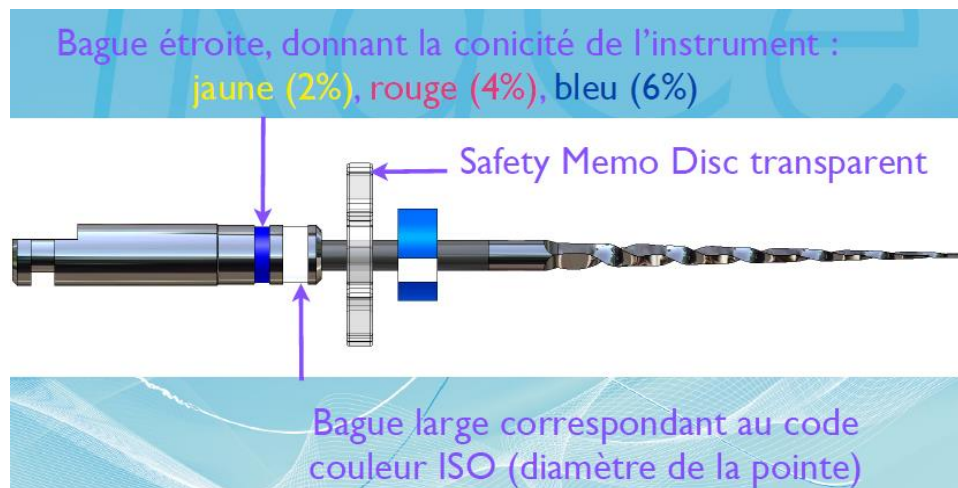


Figure 62 : bagues colorées renseignant sur la conicité et le diamètre de l'instrument (source : FKG)

Il existe, pour certains, un inconvénient majeur au SMD® : son diamètre important et sa position sur l'instrument diminuent considérablement l'accès visuel au système canalaire (Dirheimer et coll., 2007). Par conséquent, certains opérateurs préfèrent le retirer lors de l'utilisation de l'instrument puis de le remettre une fois la préparation canalaire terminée. Avec iRaCe®, FKG a commercialisé des SMD® transparents (figure 59) qui augmentent la visibilité opératoire.

4.4. Protocole d'utilisation et indications

L'utilisation d'un moteur à variateur de torque n'est pas nécessaire mais conseillée. De plus, le contre-angle utilisé devra pouvoir offrir une vitesse de rotation allant jusqu'à 600 tours/min. A titre d'exemple, il existe le contre-angle sans fil Rooter® (FKG) muni d'une LED blanche et d'une petite tête orientable sur 360° (5 positions) améliorant l'ergonomie (figure 63). Les vitesses de rotation s'échelonnent de 250 à 1200 tr/mn et le couple de 0,5 à 3,5 Ncm (9 positions). Enfin, le Rooter® propose un mode *auto-reverse* débrayable : en cas de blocage

instrumental et/ou de dépassement du couple pré sélectionné, la lime s'arrête puis redémarre doucement en sens inverse. Ce mode est remis en cause par certains auteurs car il est considéré comme un facteur fragilisant l'instrument.



Figure 63 : contre-angle motorisé Rooter® (source : FKG)

Dans tous les cas, la préparation initiale du canal doit se faire au couple le plus faible (Dirheimer et coll., 2007).

4.4.1. Easy RaCe®

La séquence Easy RaCe® permet de traiter la plus grande majorité des canaux. Elle se compose de cinq instruments NiTi utilisables en *crown-down* ou *single length* (figure 64).

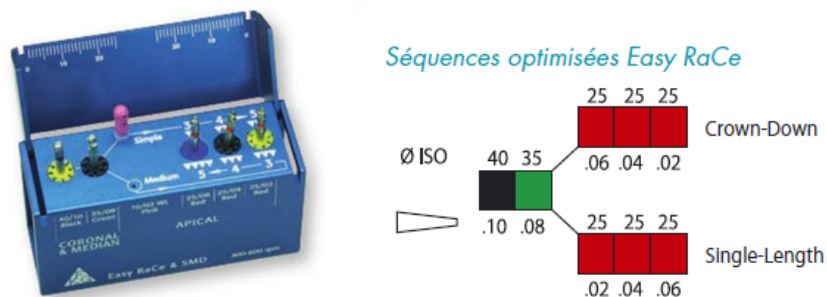


Figure 64 : séquence Easy RaCe® (source : FKG)

Pour la séquence *crown-down*, le protocole est le suivant :

- 1) Après localisation de l'entrée canalaire, insérer une lime manuelle type K de diamètre 10/100mm jusqu'à la moitié de la L_T estimée,
- 2) préparer la portion coronaire du canal avec le PreRaCe® 40/100 mm en 10%, puis la portion médiane avec le PreRaCe® 35/100 mm en 8%,
- 3) déterminer précisément la L_T définitive (localisateur d'apex et/ou radiographie instrumentée),

- 4) poursuivre et terminer la préparation du canal avec les RaCe® de diamètre 25/100 mm et de conicités décroissantes 6%, 4% puis 2%. FKG recommande d'utiliser le 25/100 mm en 6% jusqu'à une légère résistance. Dès que cette résistance est ressentie, passer au 25/100 en 4% et ainsi de suite. Sur les dents antérieures, il est conseillé de repasser le 25/100 mm en 6% jusqu'à la L_T .

Le protocole de la séquence *single length* diffère à l'étape 4. En effet, la mise en forme canalaire est poursuivie par le passage des RaCe® de diamètre 25/100 mm et de conicités croissantes, directement amenés à la L_T sans pression excessive.

4.4.2. Xtreme RaCe®

Cette séquence comporte également cinq instruments NiTi (figure 65) et permet le traitement des canaux fortement courbés, étroits ou calcifiés.

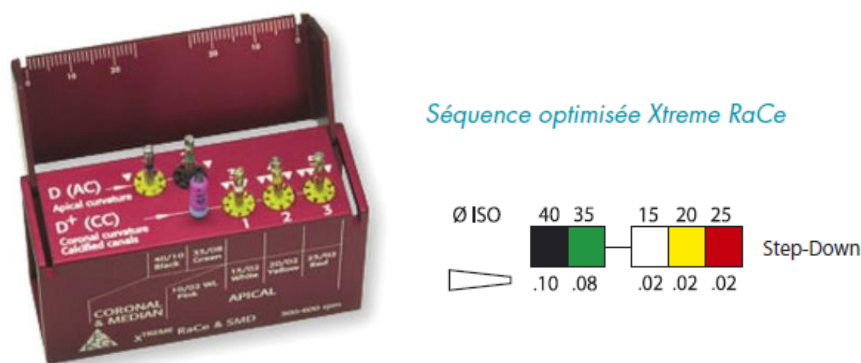


Figure 65 : séquence Xtreme RaCe® (source : FKG)

Voici le protocole en *step-down* recommandé par FKG :

- 1) Localiser les entrées canalaire avec une lime manuelle de faible diamètre (10/100 mm par exemple),
- 2) Préparer le tiers coronaire avec les PreRaCe® 40/100 mm en 10% puis 35/10 mm en 8%,
- 3) Contrôler la L_T avec une lime manuelle 10 ou 15/100 mm, mémoriser l'orientation de la courbure,
- 4) Préparer le canal jusqu'à la L_T avec les RaCe® 2% de diamètre croissant 15, 20 puis 25/100 mm.
- 5) En fonction de l'anatomie canalaire, cette séquence peut être complétée par un ou plusieurs instruments RaCe®.

4.4.3. iRaCe®

Cette séquence constitue l'évolution de la gamme RaCe® avec l'apparition du SMD® transparent (cf. figure 59) et de la double bague de couleur sur le mandrin (cf. figure 62). On retrouve trois instruments iRaCe® (figure 66) permettant la préparation des canaux droits, légèrement courbes et/ou larges. Les instruments sont numérotés R1, R2 et R3 et ont respectivement des diamètres de 15/100, 25/100 et 30/100 mm et des conicités de 6%, 4% et 4%.

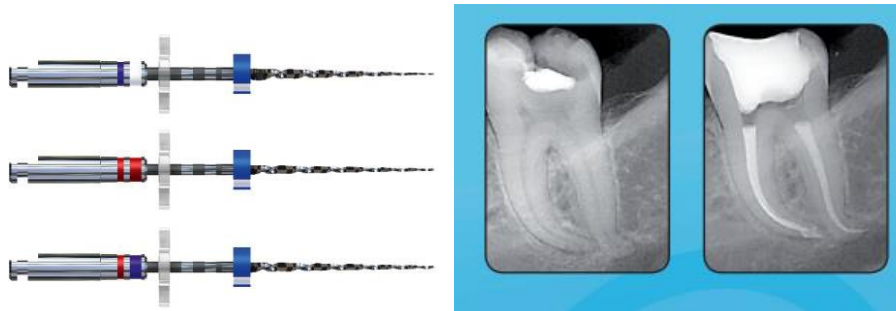


Figure 66 : instruments iRaCe® (FKG) et exemple d'une 47 préparée avec la séquence iRaCe® (source : Dr Khayat pour FKG)

Le protocole d'utilisation est très simple : après un cathétérisme rigoureux, chaque instrument est inséré en rotation dans le canal, jusqu'à la L_T . Toutefois, s'il est impossible d'amener le R1 à la L_T , il est conseillé de poursuivre la mise en forme avec R1a et R1b de la séquence iRaCe Plus®, puis de terminer avec les R2 et R3.

4.4.4. iRaCe Plus®

Cette séquence convient à la mise en forme des canaux fortement courbes, étroits et/ou calcifiés. Les instruments R1, R2 et R3, identiques à ceux de la séquence iRaCe®, sont complétés par R1a et R1b de diamètres respectivement 20/100 et 25/100 mm et de conicité 2% (figure 67).





Figure 67 : iRaCe® Plus (FKG) et exemples d'une 16 et d'une 34 préparées avec la séquence iRaCe® Plus (source : Dr Khayat pour FKG)

Le protocole d'utilisation est à nouveau simple :

- 1) introduction de R1 en rotation jusqu'aux 2/3 de la L_T ,
- 2) passage de R1a jusqu'à la L_T ,
- 3) passage de R1b, R2 et R3 jusqu'à la L_T .

4.4.5. BioRaCe®

La réussite d'un traitement endodontique repose essentiellement sur la qualité de la préparation canalaire, tout particulièrement au niveau du tiers apical. Celle-ci doit permettre de répondre au mieux à l'objectif biologique du traitement. Pour ce faire, chaque canal doit être préparé à l'aide d'instruments de diamètres bien spécifiques (figure 68) (Kerekes et Tronstad, 1977 ; Card et coll., 2002 ; Weiger et coll., 2006 ; Mickel et coll., 2007).

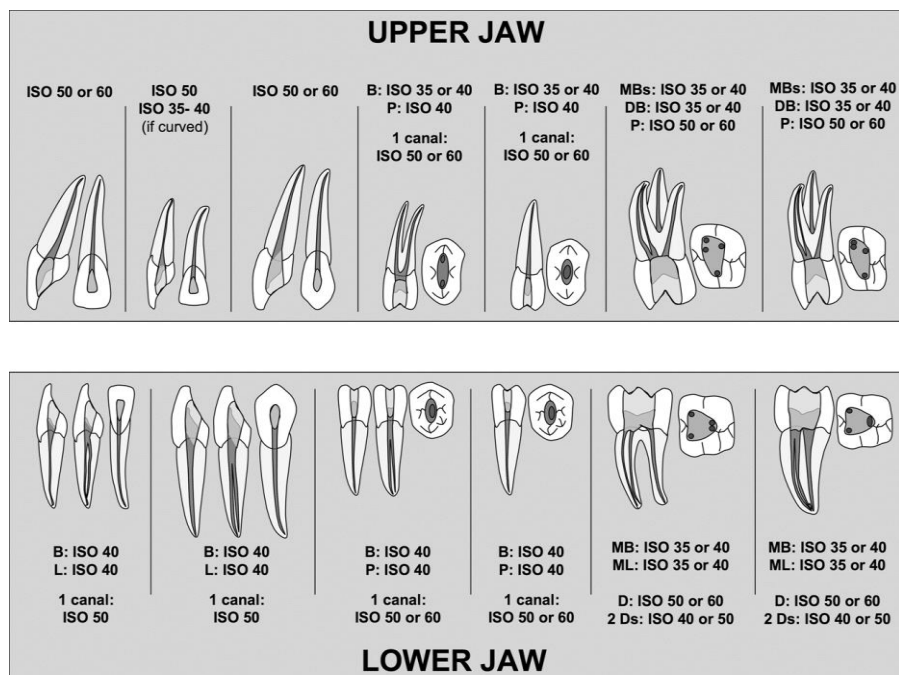


Figure 68 : diamètre apical idéal de la préparation endodontique en fonction du canal traité (source : FKG)

La séquence BioRaCe® a donc été conçue pour obtenir un diamètre optimal de préparation apicale (boîte apicale), sans nécessiter d'instruments supplémentaires. La mise en forme canalaire ainsi réalisée permet une réduction significative de la charge bactérienne, comme l'ont montrée plusieurs études (Dalton et coll., 1998 ; Card et coll., 2002 ; Mickel et coll., 2007). La « boîte apicale » (*apical box*) est un concept largement plébiscité dans les pays scandinaves et s'obtient par une augmentation du diamètre des instruments amenés jusqu'à la L_T . Ce concept diffère de celui du cône d'arrêt apical obtenu par augmentation de la conicité des instruments, plus utilisé dans les pays occidentaux.

Le respect scrupuleux du protocole proposé par FKG permet la préparation de la plupart des canaux avec cinq instruments BioRaCe®.

Il existe deux séquences dans la gamme BioRaCe® : le *Basic set* et l'*Extended set*. FKG recommande une vitesse de rotation de 500 à 600 tr/mn.

Le *Basic set* (figure 69) regroupe six instruments (de 21 mm, 25 mm ou 31 mm) numérotés comme suit :

- BR0 : diamètre 25/100 mm, conicité 8%, longueur 19 mm,
- BR1 : diamètre 15/100 mm, conicité 5%,
- BR2 : diamètre 25/100 mm, conicité 4%,
- BR3 : diamètre 25/100 mm, conicité 6%,
- BR4 : diamètre 35/100 mm, conicité 4%,
- BR5 : diamètre 40/100 mm, conicité 4%.



Figure 69 : Basic Set BioRaCe® (source: FKG)

L'*Extended set* (figure 70) regroupe quant à lui quatre instruments (de 21 mm, 25 mm ou 31 mm) :

- BR4C (diamètre 35/100 mm et conicité 2%) et BR5C (diamètre 40/100 mm et conicité 2%) pour les canaux fortement courbés,
- BR6 (diamètre 50/100 mm et conicité 4%) et BR7 (diamètre 60/100 mm et conicité 2%) pour les canaux larges.

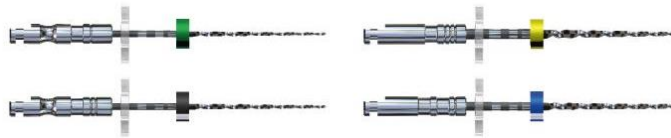


Figure 70 : *Extended Set* BioRaCe® (source : FKG)

Après un cathétérisme manuel et une détermination de la longueur de travail définitive, le BR0 peut alors être utilisé sur les 4 à 6 premiers millimètres par la répétition de quatre mouvements de va-et-vient. Une récapitulation avec une lime K de diamètre 15/100 mm est vivement recommandée (en plus d'une irrigation abondante). Les BR1, 2 et 3 sont ensuite utilisés jusqu'à la longueur de travail à l'aide des mêmes mouvements que pour le BR0. Cependant, FKG déconseille le passage du BR3 jusqu'à la longueur de travail pour les canaux fortement courbés. Les BR4 et 5 permettent enfin d'obtenir le diamètre apical optimal.

Pour les canaux larges, les BR6 et 7 doivent être utilisés. Enfin, en cas de canaux fortement courbés, les BR4C et 5C de l'*Extended set* sont utilisés en lieu et place des BR4 et 5 du *Basic set*.

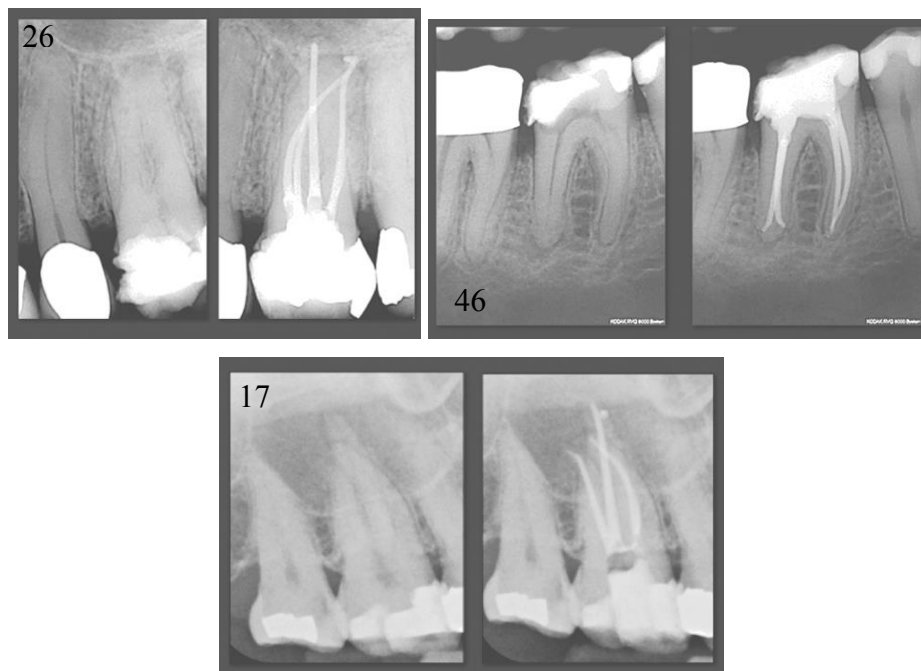


Figure 71 : exemples de préparations avec la séquence BioRaCe® (cas des Dr Debelian et Trope pour FKG)

4.4.6. Scout RaCe®

Les trois instruments Scout RaCe® ont une conicité de 2% et des diamètres de 10/100, 15/100 et 20/100 mm (figure 72). Ils sont disponibles dans trois longueurs différentes (21 mm, 25 mm, et 31 mm). Cette séquence a été mise au point par FKG pour faciliter la préparation des canaux présentant des courbures sévères ou doubles (en « S »).



Figure 72 : instruments Scout RaCe® (source : FKG)

Le cathétérisme se fait au moyen des limes manuelles précourbées de type K 8 à 10/100 mm. Une fois la longueur de travail validée, les instruments Scout RaCe® peuvent être utilisés à une vitesse comprise entre 600 et 800 tr/mn : la rigidité des instruments s'en trouve alors augmentée. Ils seront portés, sans pression, jusqu'à la longueur de travail. La faible conicité augmente leur flexibilité et rend la préparation des canaux fortement courbés plus sûre qu'en technique manuelle. La mise en forme canalaire peut ensuite être complétée par le passage d'instruments de conicités plus importantes (iRaCe® ou BioRaCe® par exemple).

4.4.7. RaCe iso 10®

La séquence RaCe iso 10® (figure 73) a été spécialement conçue pour la préparation des canaux calcifiés et/ou particulièrement fins. Elle regroupe trois instruments de diamètre 10/100 mm et de conicités croissantes 2%, 4% et 6%, déclinés dans trois longueurs différentes (21 mm, 25 mm et 31 mm). Le faible diamètre de ces instruments les rend extrêmement flexibles et donc parfaitement adaptés à la mise en forme des canaux étroits, tout en respectant l'anatomie canalaire originelle. Ils sont utilisés sans pression, avec une vitesse de rotation conseillée de 800 tr/mn (le minimum conseillé étant de 600 tr/mn) afin d'augmenter la rigidité de l'instrument.



Figure 73 : instruments RaCe iso 10® (source : FKG)

Chaque instrument est amené jusqu'à la longueur de travail. Une fois le passage de la séquence RaCe iso 10® terminé, d'autres instruments de diamètres plus importants (séquences BioRaCe® ou iRaCe® par exemple) peuvent alors être utilisés.

4.4.8. D-RaCe®

Cette séquence est dédiée à la désobturation canalaire. Elle comporte deux instruments NiTi (figure 74) :

- DR1 : sa pointe est active, il est utilisé dans les premiers millimètres du canal,
- DR2 : à usage unique.



Figure 74 : instruments DR1 (en haut) et DR2 (en bas) de la séquence D-RaCe® (source : FKG)

Le fabricant recommande de respecter quelques règles avant de procéder à la désobturation proprement dite :

- prendre deux radiographies avec des incidences différentes afin de mieux appréhender les courbures canalaires,
- localiser les entrées canalaires afin d'accéder facilement au matériel d'obturation,
- utiliser le DR1 sur 1 à 2 mm avec du solvant pour ramollir le matériel d'obturation. Il est également possible d'utiliser un *plugger* chaud ou des ultrasons pour faciliter l'accès aux entrées canalaires.

Le protocole proposé par le fabricant comporte deux étapes principales :

- **la préparation du tiers coronaire** : elle s'effectue au moyen du DR1 (utilisé à 1000 tr/mn) dont la pointe active facilite la pénétration dans les premiers millimètres,

- **la préparation des tiers moyen et apical :**

- le DR2, utilisé à 600 tr/mn, est inséré sans force excessive dans le canal avec des mouvements de va-et-vient. Un nettoyage et un contrôle réguliers de l'instrument sont indispensables, ainsi qu'une irrigation abondante et l'utilisation d'un solvant adapté,
- le DR2 est amené progressivement en direction apicale aussi longtemps que du matériel d'obturation est visible sur la lime,
- après détermination de la L_T définitive, la mise en forme canalaire est terminée avec les instruments RaCe® standard.

4.5. Le système RaCe® dans la littérature

L'étude de Schäfer montre que le système RaCe®, comparativement au ProTaper®, assure un meilleur nettoyage canalaire, un meilleur respect des courbures canalaire originelles et un maintien optimal de la longueur de travail (Schäfer et Vlassis, 2004).

Dans son étude portant sur cinquante molaires mandibulaires extraites (dont les courbures étaient comprises entre 20° et 40°), Paqué conclut que les systèmes RaCe® et ProTaper® sont les plus sûrs et les plus respectueux des courbures canalaire (Paqué et coll., 2005). Leur efficacité de coupe est comparable dans les tiers moyen et coronaire mais le système RaCe® s'avère plus performant dans le tiers apical.

Schirrmeister compare RaCe® à d'autres systèmes (ProTaper®, FlexMaster®, GT® et ProFile®) et en conclut lui aussi qu'il est le plus sûr d'utilisation et le plus efficace (Schirrmeister et coll., 2006).

En microscopie électronique à balayage (MEB), Baumann objective une meilleure mise en forme canalaire avec RaCe® qu'en technique manuelle. Les parois dentinaires des canaux préparés

avec les instruments RaCe® sont incomparablement plus lisses qu'en technique manuelle. Aucun apex des dents traitées à l'aide du système RaCe® n'a été déplacé (Baumann, 2003).

De nombreuses recherches ont porté sur la fracture instrumentale. Il en ressort que les instruments RaCe®, utilisés selon les recommandations du fabricant, ne présentent pas de déformation ni de fracture après la préparation de quatre canaux (Sipert et coll., 2006). Mais Schäfer a mis en évidence la survenue d'une fracture après trois ou quatre utilisations dans des canaux particulièrement courbés. Dans 83% des cas, on observe une fracture du RaCe® 2% diamètre 25/100 mm (Schäfer et Vlassis, 2004 ; Schäfer et coll., 2006). Le RaCe® 4% diamètre 25/100 mm, quant à lui, montre une résistance à la déformation significativement moins élevée que les limes K3® (Troian et coll., 2006 ; Yao et coll., 2006).

Dans une étude de 2006, Schirrmeister s'est intéressé à la désobturation canalaire. L'objectif était de comparer l'efficacité d'élimination de la gutta-percha des instruments FlexMaster®, ProTaper® et RaCe® face aux limes H. Pour ce faire, soixante prémolaires mandibulaires (canal unique et rectiligne) ont été instrumentées avec des limes K et obturées à la gutta percha en condensation latérale à froid. Elles ont ensuite été réparties en quatre groupes de 15 dents. Dans chaque groupe, les canaux sont préparés avec des forets de Gates-Glidden puis avec l'instrument test correspondant. Enfin, la quantité de gutta percha résiduelle sur les parois canalaires est mesurée. Ainsi, l'élimination de la gutta percha est beaucoup plus efficace avec le système RaCe® qu'avec le FlexMaster® ou la technique manuelle (Schirrmeister et coll., 2006).

5. Etude de la flexibilité du système RaCe®

5.1. Introduction

La préparation canalaire est un acte qui requiert patience et rigueur et qui, à l'heure actuelle, se heurte encore à quelques problèmes tels que le respect des courbures, la préservation du diamètre et de la position du foramen apical ou encore le nombre d'instruments nécessaires. L'utilisation de certains instruments NiTi en rotation continue peut parfois s'accompagner d'un phénomène de vissage augmentant de ce fait le risque de fracture instrumentale et de déchirement du foramen.

Certains fabricants, comme ici FKG Dentaire, essaient de pallier ce problème avec un profil instrumental tout à fait innovant. En effet, comme vu précédemment, la particularité principale des instruments RaCe® réside dans l'alternance d'arêtes de coupe et de segments droits (Bergmans et coll., 2001), spécificité qui augmente la flexibilité de l'instrument et diminue le risque de vissage.

Le but de notre étude est d'objectiver la reproductibilité des préparations canalaires, le respect des courbures et de la position du foramen apical après mise en forme de canaux artificiels à l'aide des séquences iRaCe®, iRaCe® Plus et Scout RaCe® FKG.

5.2. Matériels et méthodes

Pour réaliser cette étude, nous avons utilisé le contre angle sans fil Rooter FKG en respectant scrupuleusement les indications du fabricant (vitesse de 600 tr/mn pour les instruments des séquences iRaCe® et iRaCe® Plus et 800 tr/mn pour les instruments Scout RaCe®).

Une même séquence iRaCe® ou iRaCe® Plus est utilisée pour préparer deux blocs en résine simple courbure. Pour les blocs à double courbure, la séquence instrumentale n'est utilisée qu'une seule fois.

Deux types de blocs en résine ont été utilisés : un premier à courbure unique (figure 75) et un deuxième à double courbure (figure 76). Les canaux à simple courbure ont été préparés au moyen des séquences iRaCe® (R1, R2, R3 – blocs 1 à 6) et iRaCe® Plus (R1, R1a, R1b, R2, R3 – blocs 7 à 12). Les canaux à double courbure (blocs 13 à 17) ont, quant à eux, été mis en forme en associant les instruments Scout RaCe® 10, 15 et 20/100 mm en 2% avec les RaCe® 25/100 mm à 2% (R1b) et enfin RaCe® 25/100 mm à 4% (R2).

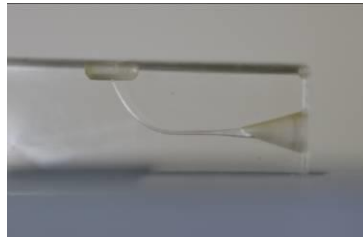


Figure 75 : bloc en résine à courbure unique utilisé lors de l'étude

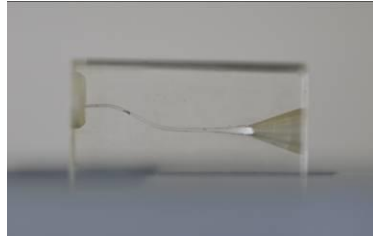


Figure 76 : bloc en résine à double courbure utilisé lors de l'étude

Un support en plastique a permis de positionner les blocs de façon reproductible à chaque cliché photographique.

Enfin, nous avons procédé à un cathétérisme manuel avec une lime MMC® 8/100 mm (Micro-Mega) pour les canaux à double courbure afin de ne pas les déformer et jusqu'à 15/100 mm pour les canaux à simple courbure. Une irrigation abondante est réalisée entre chaque passage instrumental.

Nous avons cherché à évaluer le déplacement et la déformation de l'apex ainsi que la modification de la trajectoire canalaire après chaque passage d'instrument RaCe® et une fois la préparation terminée.

5.3. Résultats

5.3.1. iRaCe®

Les photographies suivantes (figures 77 à 83) montrent les différentes étapes de mise en forme canalaire avec les instruments R1, R2 et R3 amenés systématiquement à la longueur de travail ($L_T = 16$ mm).

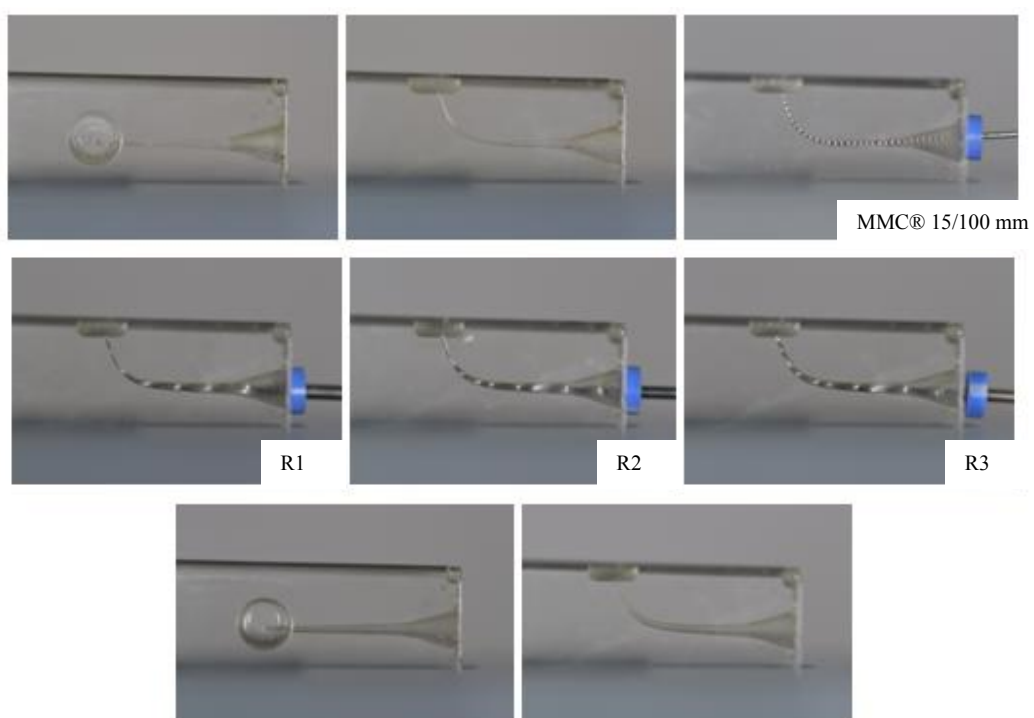


Figure 77 : photographies du bloc 1 montrant les différentes étapes de mise en forme canalaire associées à la séquence iRaCe®

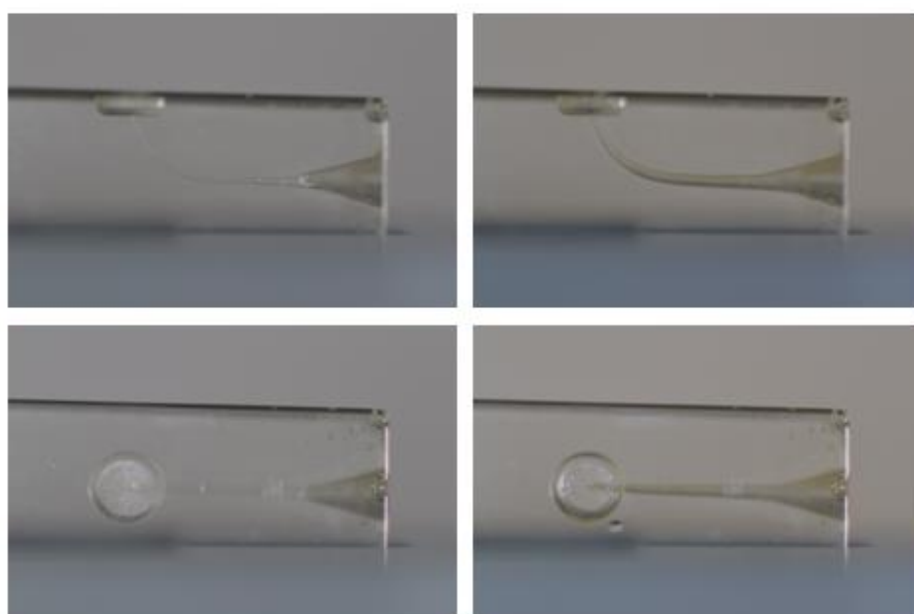


Figure 78 : photographies du bloc 2 avant et après préparation canalaire

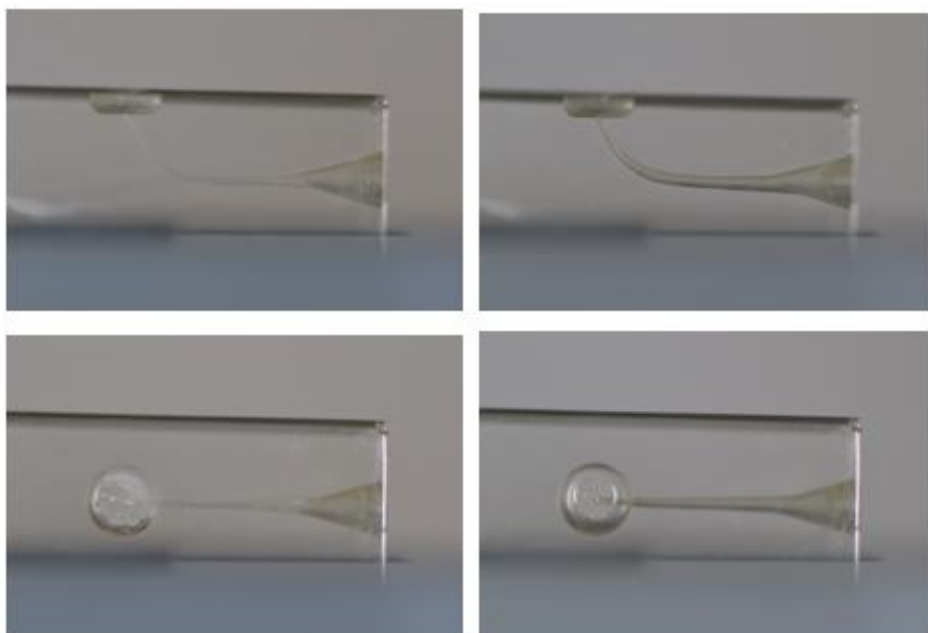


Figure 79 : photographies du bloc 3 avant et après préparation canalaire

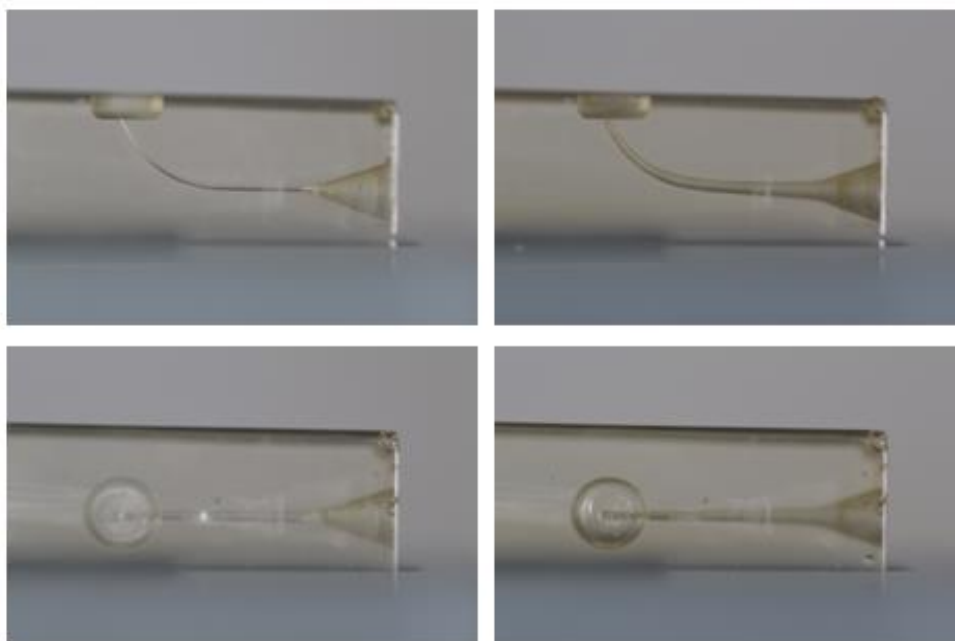


Figure 80 : photographies du bloc 4 avant et après préparation canalaire

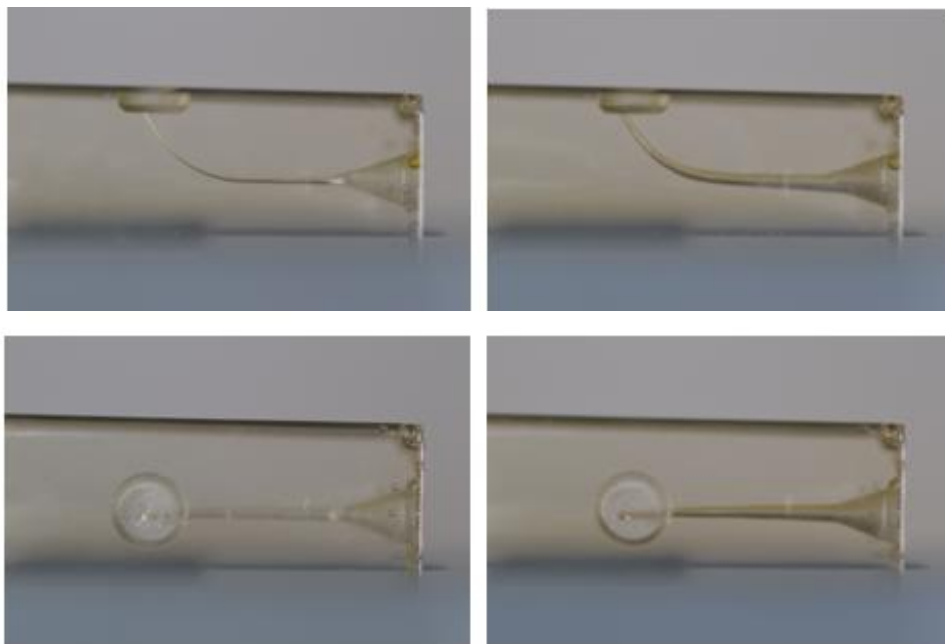


Figure 81 : photographies du bloc 5 avant et après préparation canalaire montrant un léger élargissement du foramen apical

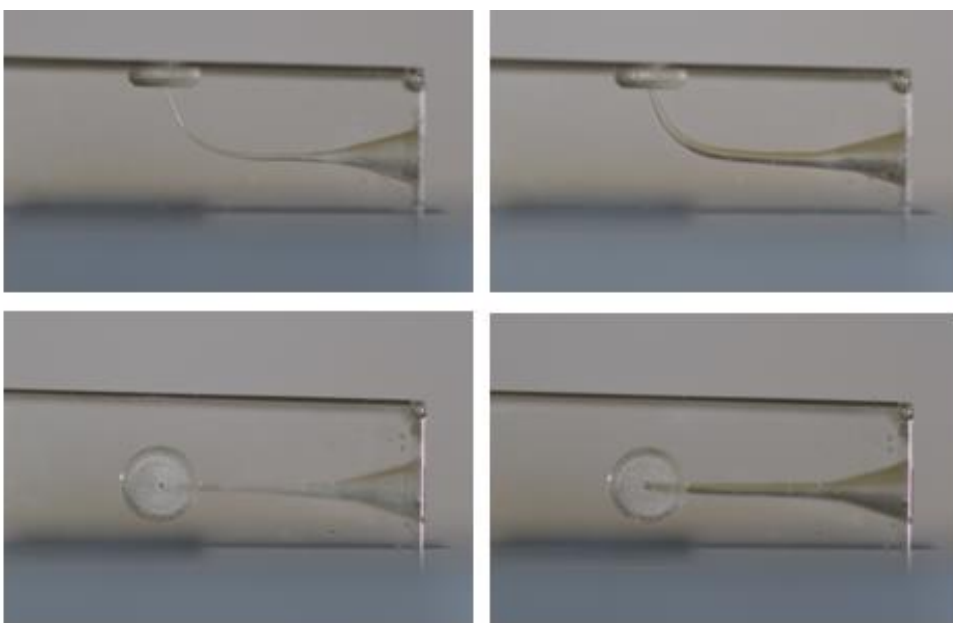


Figure 82 : photographies du bloc 6 avant et après préparation canalaire montrant un léger élargissement du foramen apical

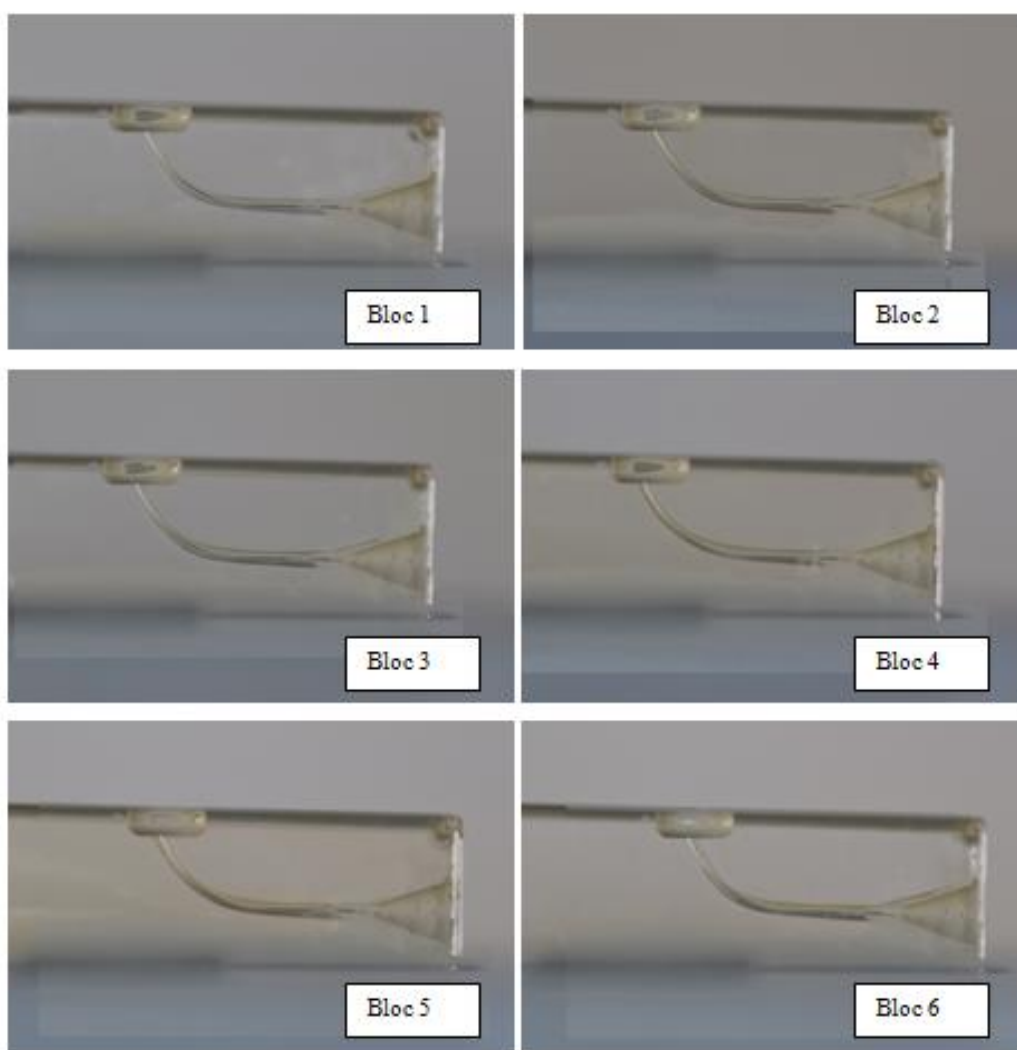


Figure 83 : superposition des clichés pré et post opératoires des blocs 1 à 6

Les préparations des blocs 1 à 6 semblent respecter la courbure originelle du canal (cf. figures 77-83).

Les photographies des blocs 1 à 4 (cf. figures 77-80 et 83) mettent en évidence une préservation de la position du foramen apical alors que les clichés des blocs 5 et 6 (cf. figures 81-83) objectivent une légère augmentation du diamètre apical.

5.3.2. iRaCe® Plus

Les photographies suivantes montrent les différentes étapes de mise en forme canalaire avec les instruments R1 ($2/3 L_T$), R1a, R1b, R2 et R3 amenés systématiquement à la longueur de travail ($L_T = 16$ mm).

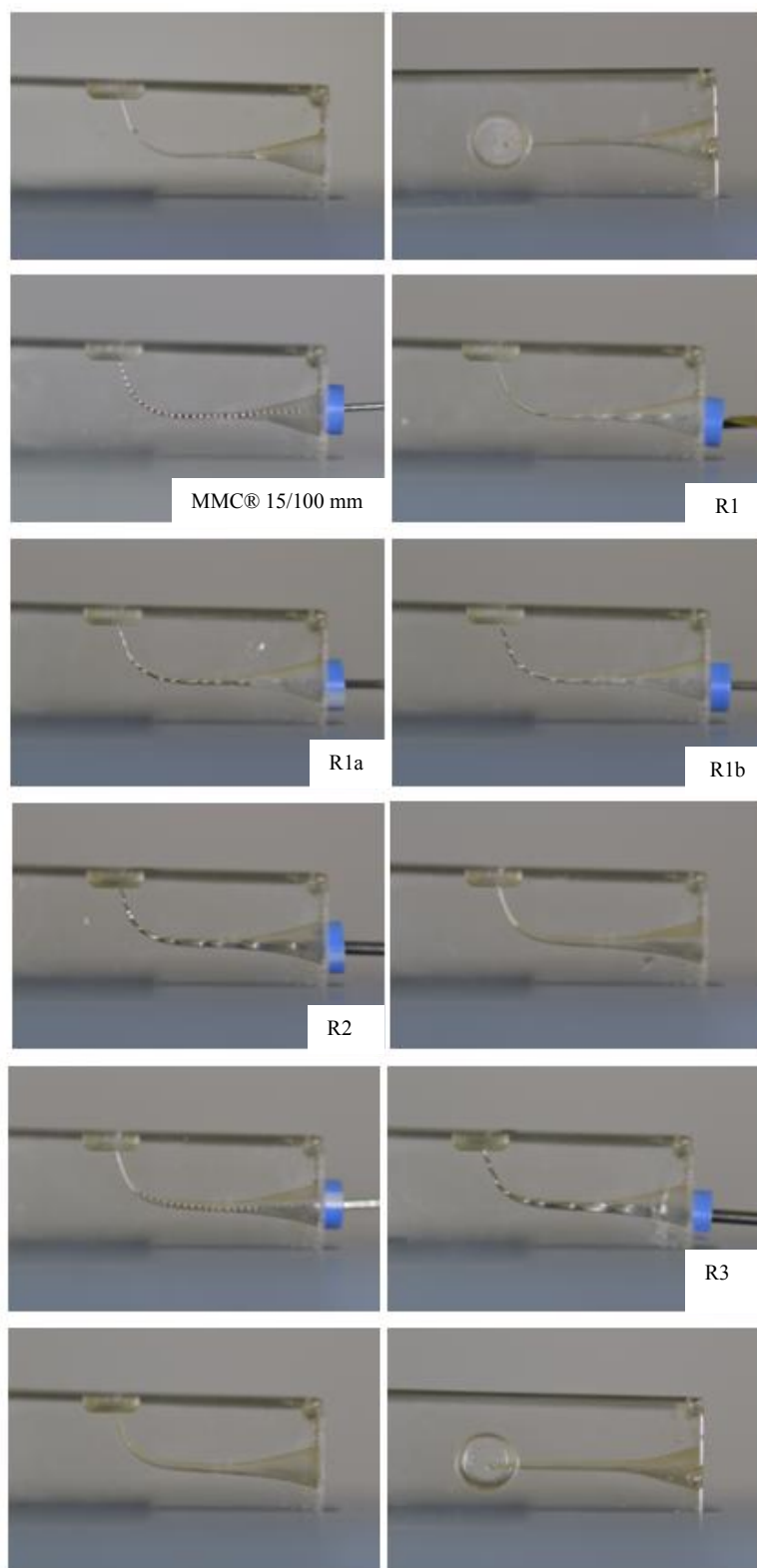


Figure 84 : photographies du bloc 7 montrant les différentes étapes de mise en forme canalaire associées à la séquence iRaCe® Plus. On remarque également la présence d'un bouchon apical après passage du R2 éliminé à l'aide d'une lime MMC® 15/100 mm

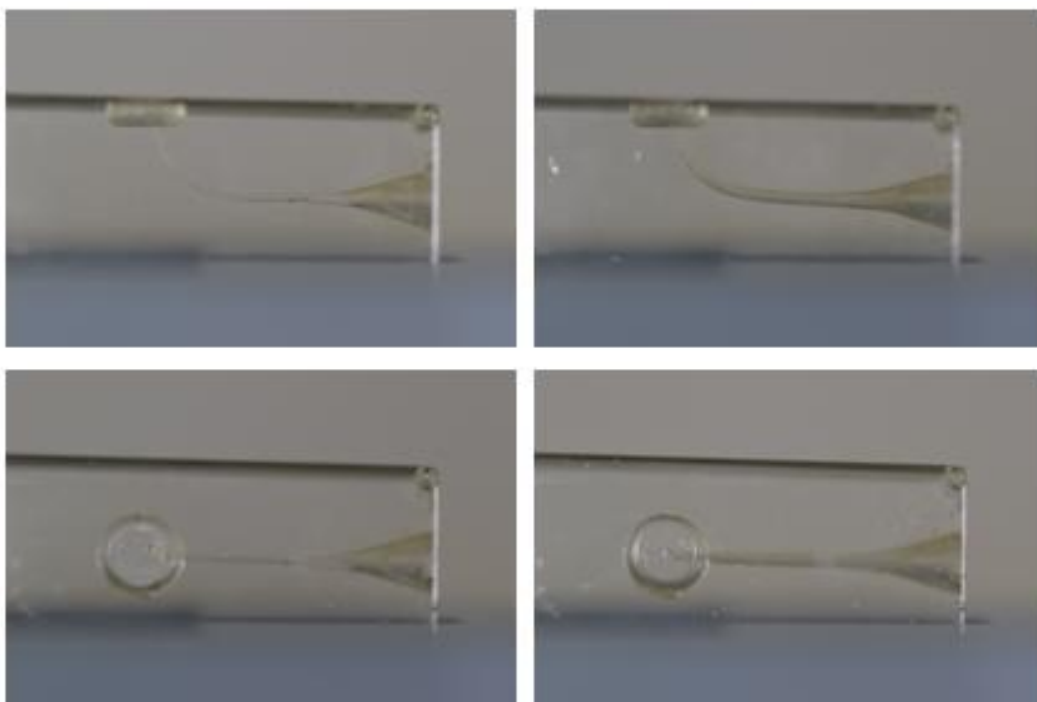


Figure 85 : photographies du bloc 8 avant et après préparation canalaire

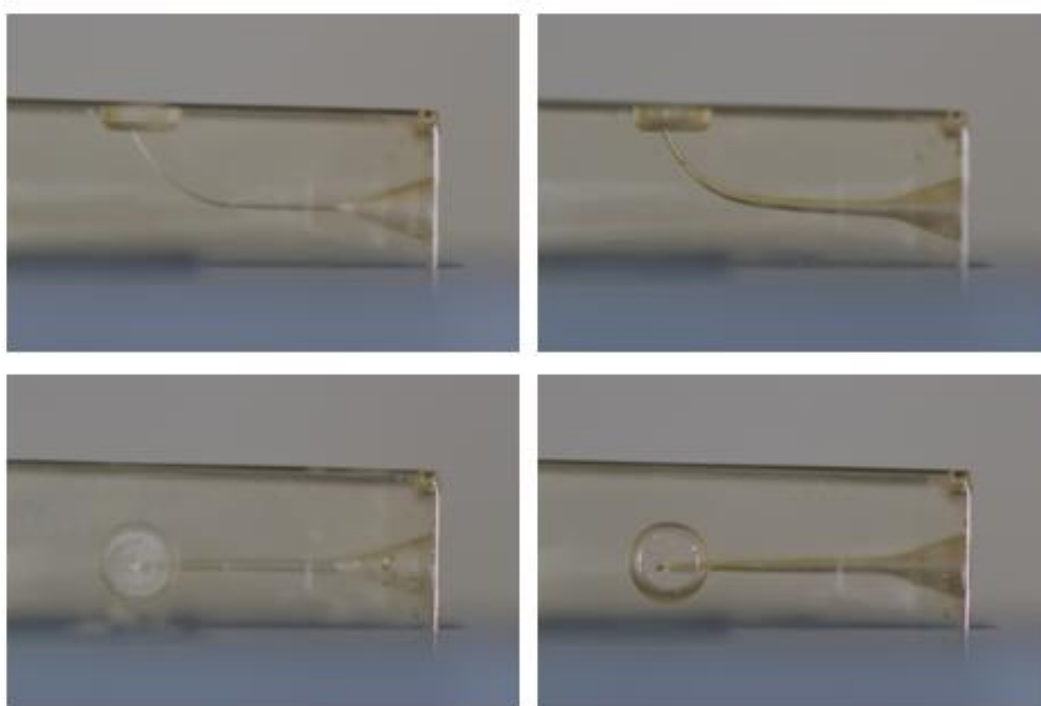


Figure 86 : photographies du bloc 9 avant et après préparation canalaire

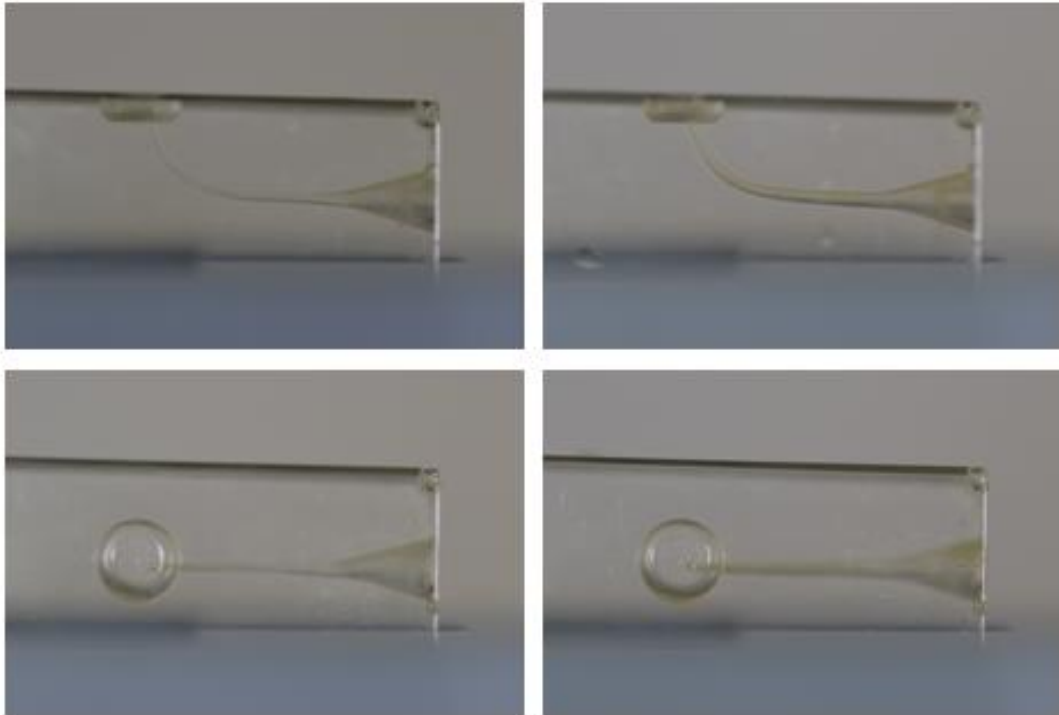


Figure 87 : photographies du bloc 10 avant et après préparation canalaire

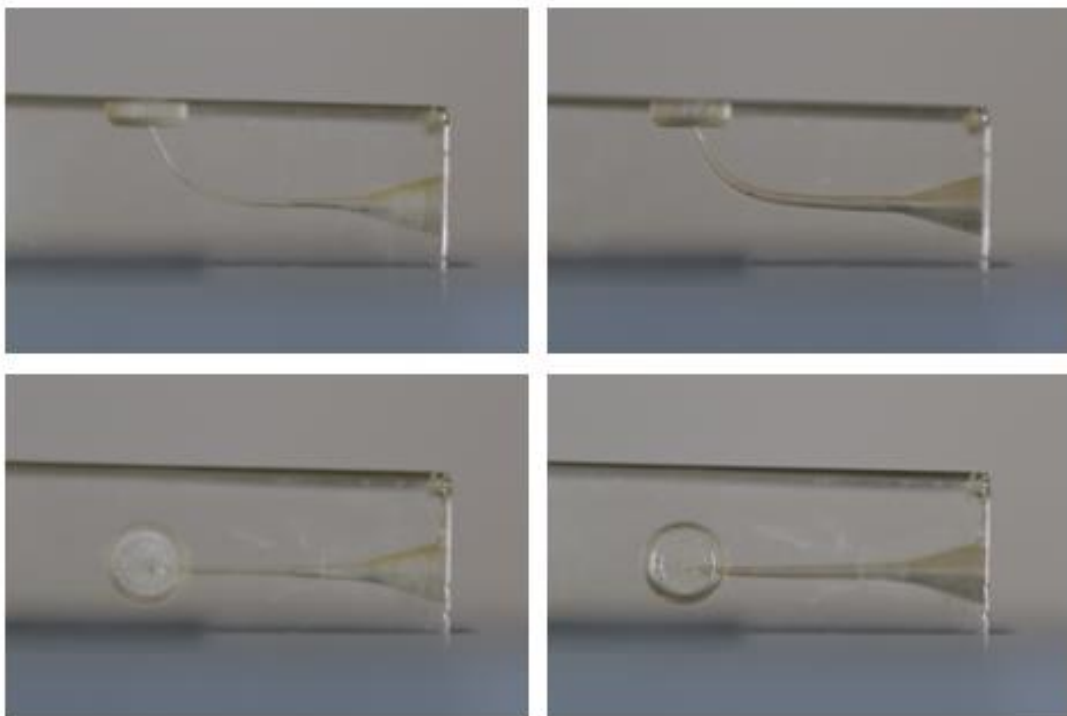


Figure 88 : photographies du bloc 11 avant et après préparation canalaire

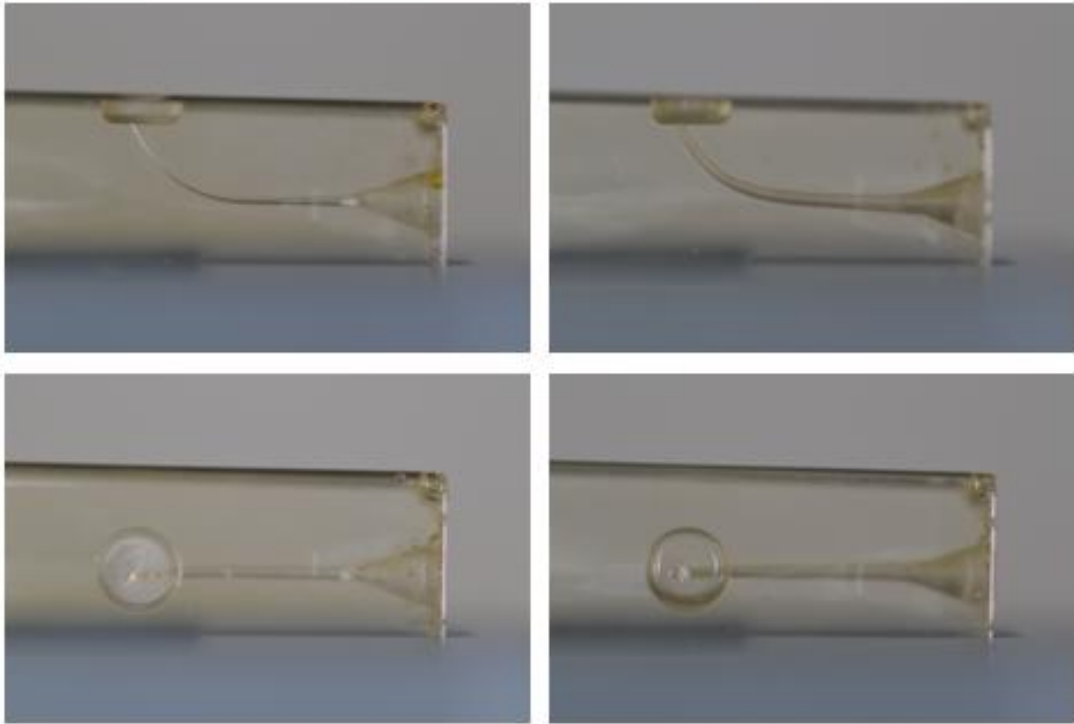


Figure 89 : photographies du bloc 12 avant et après préparation canalaire

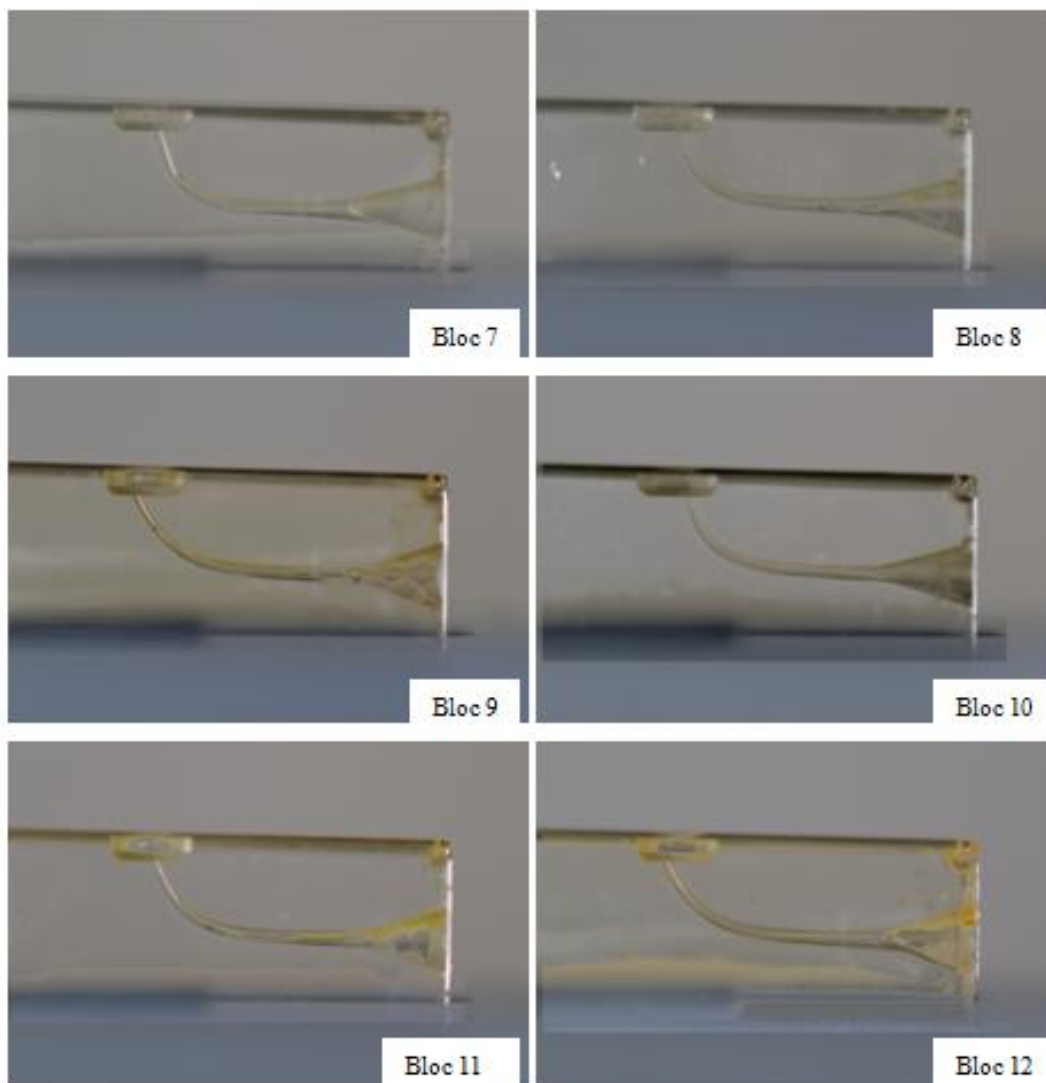


Figure 90 : superposition des clichés pré et post opératoires des blocs 7 à 12

Les blocs 7 à 12 montrent un parfait respect de la courbure originelle du canal et de la position du foramen apical (cf. figures 84-90).

5.3.3. Comparaison des résultats iRaCe® et iRaCe® Plus

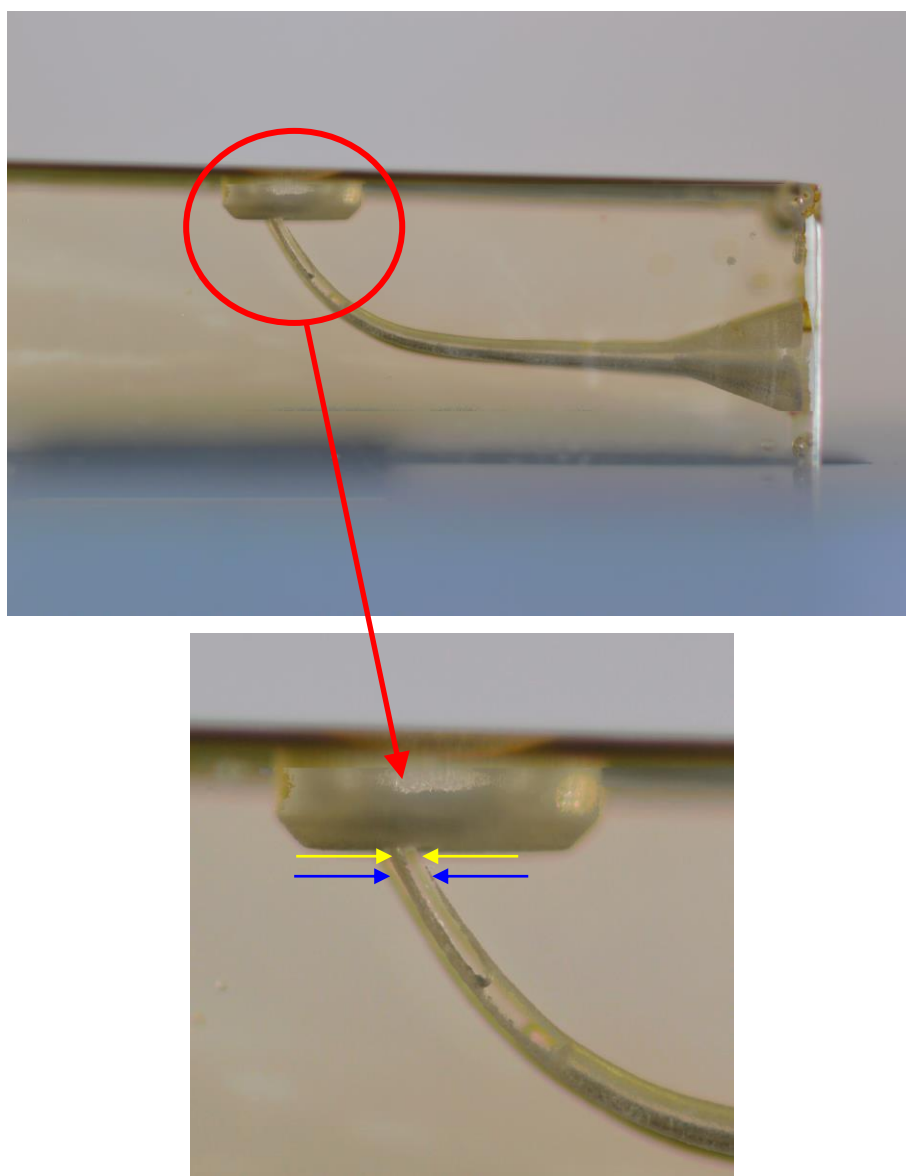


Figure 91 : superposition la préparation du bloc 11 (iRaCe® Plus - flèches jaunes) avec le bloc 3 (iRaCe® - flèches bleues)

Quelle que soit la séquence utilisée (iRaCe® ou iRaCe® Plus), on observe que la courbure et la position du foramen sont respectées. Toutefois, même si la différence n'apparaît pas comme flagrante, il semble que la séquence iRaCe® Plus respecte davantage les principes de mise en forme (cf. figure 91).

5.3.4. Scout RaCe®

Les photographies suivantes (figures 92 à 97) montrent les différentes étapes de mise en forme canalaire avec les instruments Scout RaCe® 10, 15 et 20/100 mm en 2%, puis R1b et R2. Le cathétérisme a été effectué manuellement au moyen d'une lime MMC® 8/100 mm.

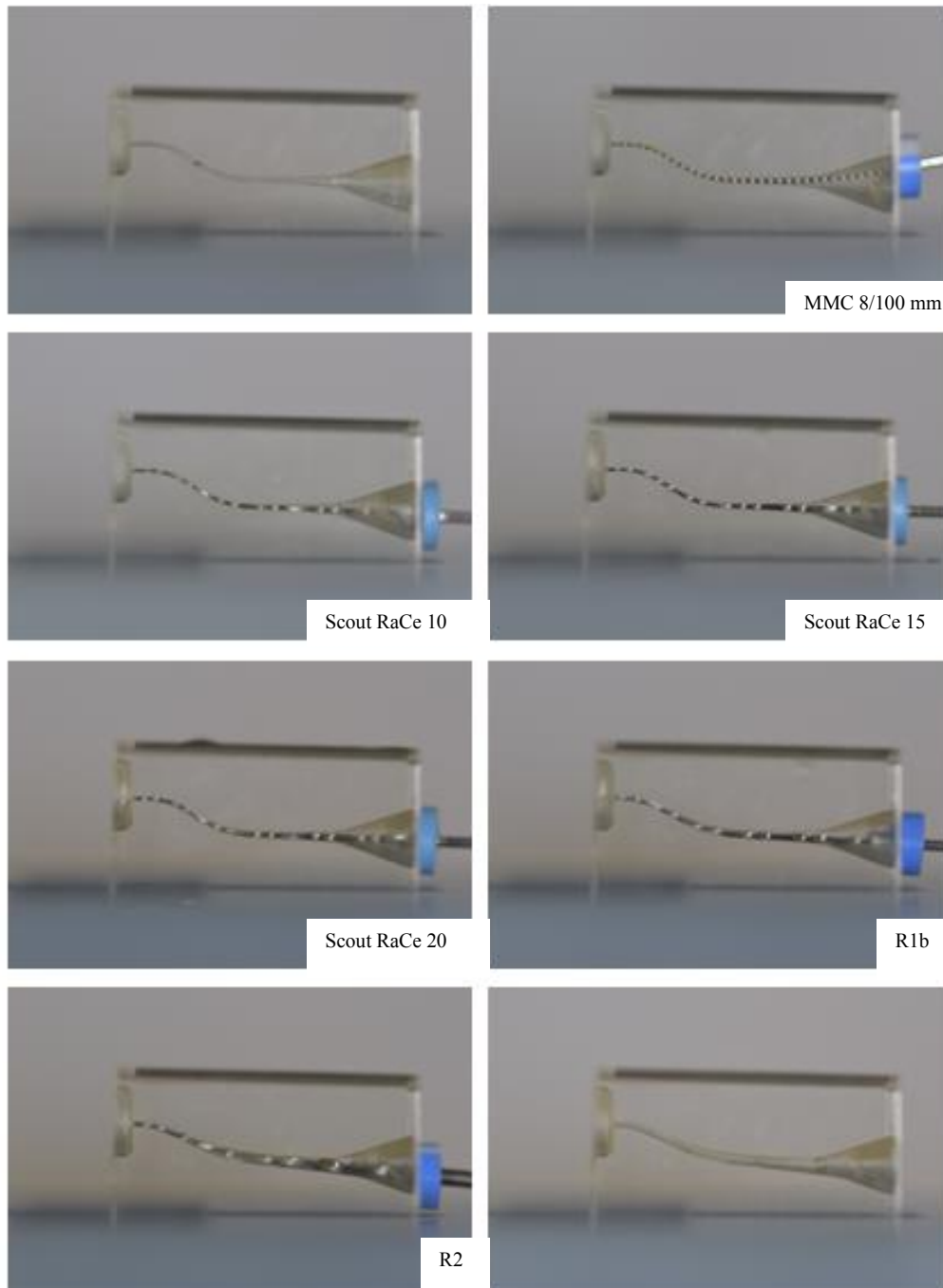


Figure 92 : photographies du bloc 13 montrant les différentes étapes de mise en forme canalaire associées à la séquence Scout RaCe® puis R1b et R2

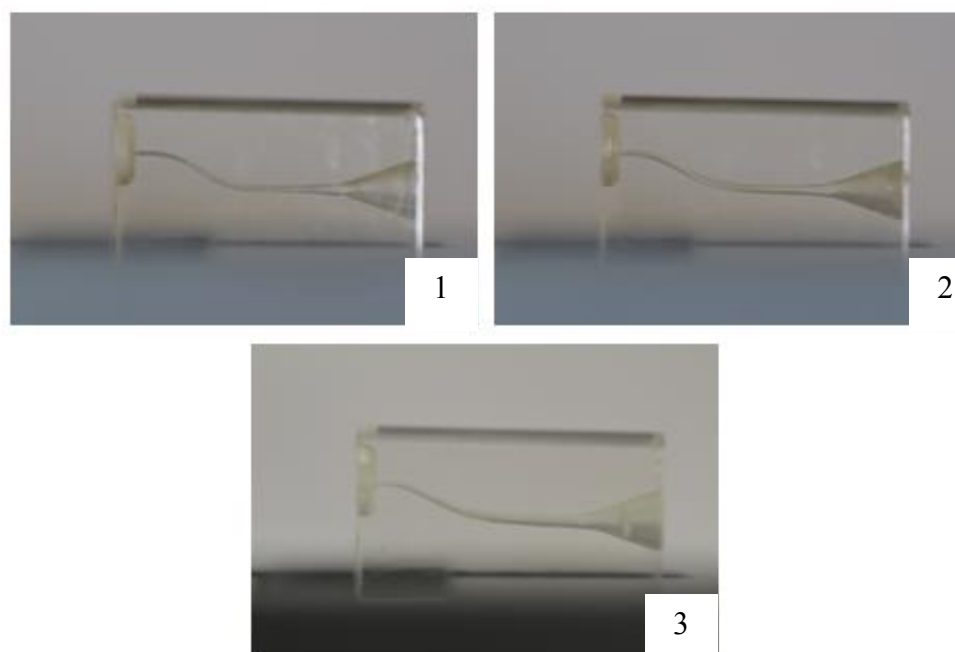


Figure 93 : photographies du bloc 14 avant préparation (1), après passage de la séquence Scout RaCe® (2) et après préparation canalaire (3)

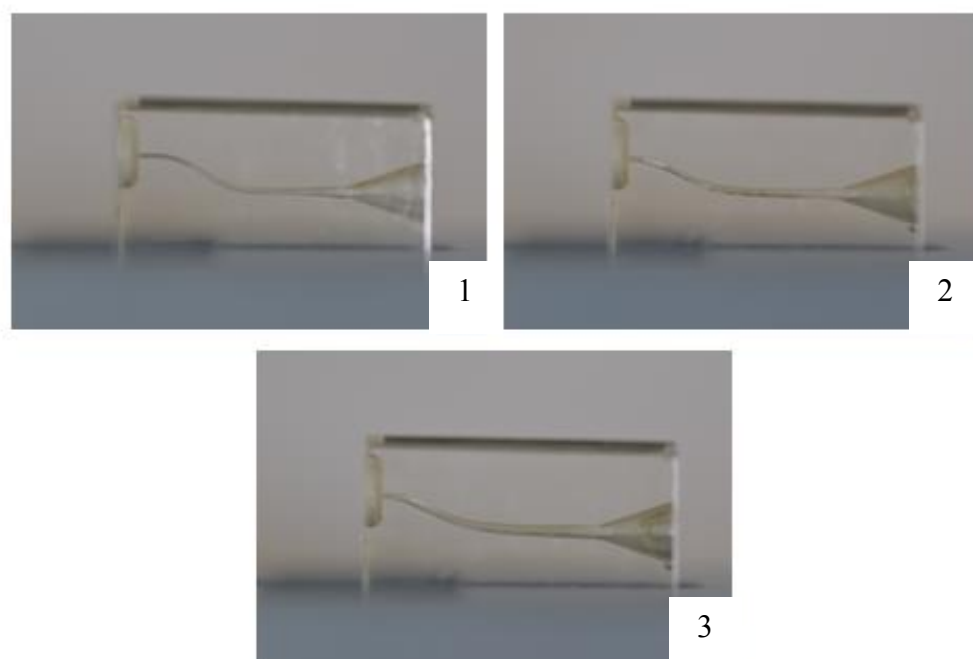


Figure 94 : photographies du bloc 15 avant préparation (1), après passage de la séquence Scout RaCe® (2) et après préparation canalaire (3)

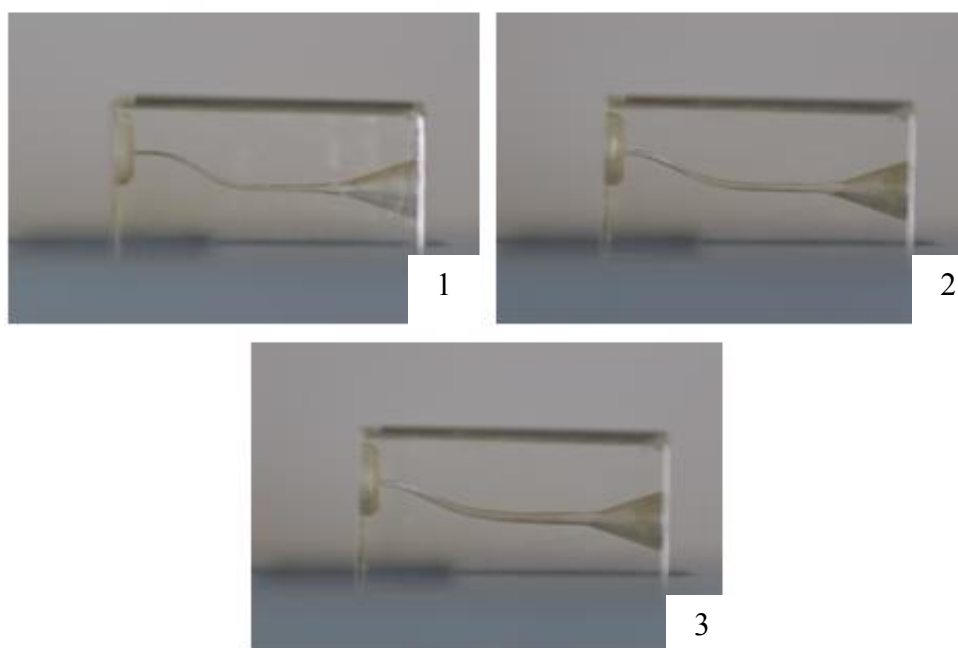


Figure 95 : photographies du bloc 16 avant préparation (1), après passage de la séquence Scout RaCe® (2) et après préparation canalaire (3)

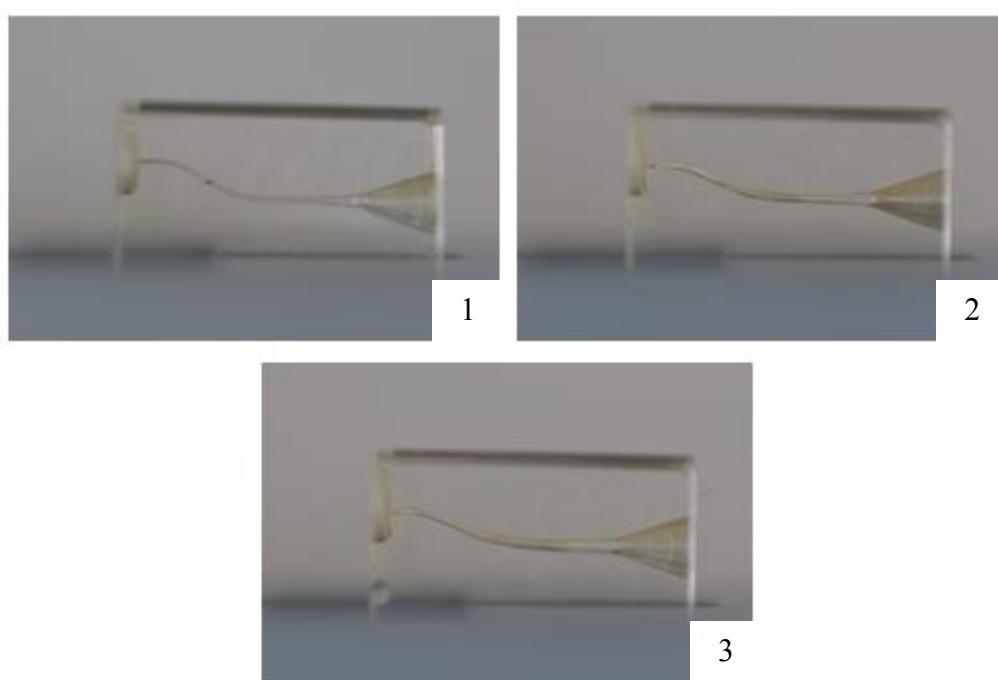


Figure 96 : photographies du bloc 17 avant préparation (1), après passage de la séquence Scout RaCe® (2) et après préparation canalaire (3)

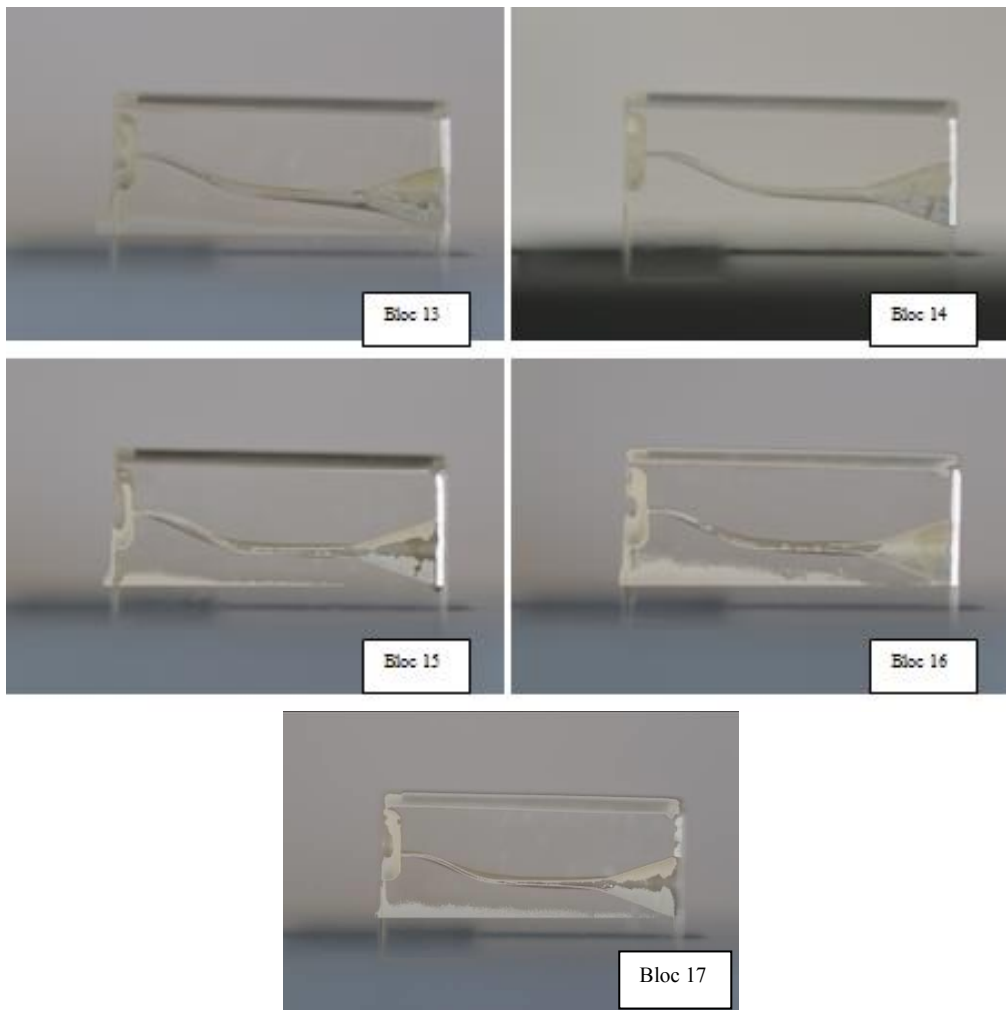


Figure 97 : superposition des clichés pré et post opératoires des blocs 13 à 17

Les figures 92 à 96 mettent en évidence le respect de la courbure originelle et de la position du foramen apical après passage des instruments de la séquence Scout RaCe®.

Les photographies des blocs 13 à 17 (cf. figures 92-97) montrent un redressement de la trajectoire canalaire après le passage des instruments R1b et R2.

La position du foramen apical semble être préservée, à l'exception du bloc 17 (cf. figure 97) où ce dernier est légèrement déplacé après passage des instruments R1b et R2

Aucune fracture instrumentale n'a été relevée lors de notre étude.

5.4. Discussion

Les objectifs de la mise en forme canalaire sont de deux types : biologiques (élimination complète du contenu organique du système canalaire et éventuellement de son contenu minéral

pathologique) et mécaniques (conicité, préservation de l'anatomie d'origine, maintien de la courbure apicale et du diamètre du foramen apical et préservation de la structure dentaire).

Les images de la figure 84 exposent la formation d'un bouchon apical lié à l'accumulation de débris occasionnés par la mise en forme. Ceci démontre à nouveau l'importance de l'irrigation d'une part et de la récapitulation instrumentale avec des limes de faibles diamètres d'autre part. Le passage d'une lime manuelle MMC® 8/100 mm permet d'éliminer ce défaut, tout en préservant les structures résiduelles.

Pour les blocs 1 à 6 (cf. figures 77 à 83), la courbure et la position du foramen apical semblent bien respectées. Seuls les blocs 5 et 6 présentent un léger déplacement du foramen apical probablement dû à un mauvais réglage de la longueur de travail.

Concernant les blocs 7 à 12 (cf. figures 84 à 90), la courbure initiale et la position du foramen apical semblent totalement respectées.

La faible différence relevée entre la mise en forme canalaire par les séquences iRaCe® et iRaCe® Plus s'explique par le recours aux limes R1a et R1b qui rendent la préparation plus progressive. Effectivement, l'utilisation des instruments 20/100 mm - 2% et 25/100 mm - 2% prépare le passage des instruments de conicités plus importantes permettant un meilleur guidage de la lime tout le long des parois canalaire. A contrario, le passage de l'instrument R2 directement après R1 peut potentiellement induire un déplacement du foramen apical. L'engainement de l'instrument sur une surface réduite engendre un redressement de celui-ci et donc, potentiellement, un déplacement du foramen apical du côté opposé à la courbure (cf. figure 31 chapitre 3.5.1.4).

L'alternance d'arêtes de coupe et de segments droits limite mais n'élimine pas complètement le phénomène de vissage, surtout pour les instruments de diamètres ou de conicités élevés. Ce phénomène apparaît moins prononcé pour la séquence iRaCe® Plus que pour la séquence iRaCe® grâce aux R1a et R1b permettant un passage progressif vers une conicité et un diamètre apical plus importants. En limitant le vissage, on diminue le risque de fracture instrumentale : la préparation canalaire est donc plus sûre.

Enfin, la préparation des blocs 13 à 17 à double courbure a permis d'observer un bon respect des doubles courbures et du foramen apical par les instruments Scout RaCe®. En revanche, le passage des instruments R1b et R2 s'accompagne d'un net redressement des courbures. Cela s'explique par le fait que les instruments Scout RaCe® présentent une faible conicité et un faible diamètre ce qui leur confère une flexibilité accrue. A contrario, le R2 présente une conicité et un diamètre bien supérieurs et donc une flexibilité beaucoup moins élevée. De ce fait, l'instrument est davantage engainé dans sa partie coronaire et a tendance à se redresser.

Les instruments RaCe répondent tout à fait aux exigences de la mise en forme canalaire et ce, même après plusieurs utilisations. Aucune différence n'a été relevée entre les blocs mis en forme avec des instruments neufs et ceux mis en forme avec des instruments déjà utilisés une fois.

Il semble évident que les résultats présentés ici sont très « opérateur-dépendants ». Le recours à un dispositif assisté par ordinateur fournirait assurément des résultats plus constants. Cependant, il est intéressant de noter que nous avons obtenu des préparations canalaires relativement homogènes sans entraînement particulier mais en suivant scrupuleusement le protocole proposé par FKG.

L'avenir de l'endodontie est-il réellement dans la diminution au strict minimum du nombre d'instruments des séquences de mise en forme canalaire ?

Par ailleurs, si cette étude réalisée sur des blocs résine ne permet pas une transposition des résultats sur des tissus dentaires, elle apporte nombre d'informations extrêmement intéressantes quant aux caractéristiques des instruments employés.

Conclusion

Nombreuses sont les techniques de préparation canalaire. Avec les techniques de mise en forme manuelle, il était parfois compliqué pour le praticien de choisir simplement son protocole. L'arrivée de l'acier inoxydable puis du nickel-titane a permis une modification et une simplification de l'instrumentation canalaire. Les broches et autres tire-nerfs sont peu à peu abandonnés pour laisser place aux limes de types K et H en acier inoxydables. De ce fait, les protocoles opératoires se sont progressivement standardisés avec notamment la préparation sérielle de Weine (1970), le *step-back* de Mullaney (1979) ou encore de la séquence 2/3-1/3 (Laurichesse et Santoro, 1971). Ces techniques ont suivi l'évolution de l'instrumentation endodontique. C'est ainsi qu'avec l'apparition des instruments en nickel-titane et de la rotation continue, la technique du crown-down (Marshall et Papin, 1989) s'est définitivement imposée. Aujourd'hui encore, cette technique est un des principes fondamentaux de la préparation canalaire.

Les alliages utilisés pour la conception des instruments endodontiques ont subi deux révolutions majeures : la première avec l'acier inoxydable et la seconde avec le nickel-titane. Les instruments en acier-inoxydables jouissent d'une efficacité de coupe bien supérieure à celle des instruments en nickel-titane mais sont peu flexibles et leur mémoire élastique augmente le risque de déformation apicale (Lasfargues, 1997). Cependant, leur utilisation est encore actuellement indispensable pour mener à bien le cathétérisme, la récapitulation instrumentale et pour s'assurer de la vacuité canalaire tout au long de la préparation.

La révolution du nickel-titane, dont les propriétés mécaniques permettent de mieux respecter les courbures et ainsi de préserver les trajectoires canales originelles tout en assurant une préparation conique et régulière, s'est rapidement accompagnée d'une mécanisation de l'instrumentation canalaire (Zmener et Balbachan, 1995 ; Samyn et coll., 1996 ; Bishop et Dummer, 1997 ; Rorg-Cayon et Basilio-Monne, 1997).

Le recours aux instruments endodontiques NiTi en rotation continue a permis une amélioration de la qualité des préparations canales, un abord facilité des cas complexes, une meilleure ergonomie, une diminution des complications per- et post-opératoires et surtout une meilleure reproductibilité des résultats. Quelques inconvénients méritent d'être mentionnés : multiplicités des systèmes (formes, conicités, diamètres, protocoles etc.), absence de

standardisation des séquences instrumentales (pas de code couleur établi pour les instruments dont la conicité dépasse 2%), effet de gaine et phénomène de vissage presque omniprésents.

Les fabricants proposent de nombreux instruments endodontiques NiTi dont les protocoles sont spécifiques à chaque séquence. Il est intéressant de noter que ces dernières années, la tendance est à la simplification extrême des protocoles avec la commercialisation des séquences mono instrumentales telles que le Wave One® Dentsply (mouvements horaires / anti-horaires), le Reciproc® VDW (rotation continue) ou encore le One Shape® Micro-Mega (rotation continue).

Le système RaCe® FKG, caractérisé par l'alternance de spires aux arêtes de coupe tranchantes (Bergmans et coll., 2001) et de segments droits, a révolutionné l'instrumentation NiTi en rotation continue. Flexibilité accrue, effet de vissage diminué, risque de blocage instrumental limité, et diminution du couple de rotation sont les principaux avantages de ce système.

L'étude menée à la fin de ce travail a permis de tester la flexibilité des instruments RaCe® à l'aide de canaux artificiels simples ou complexes.

Il apparaît clairement que les instruments RaCe® respectent les courbures canalaires initiales et préservent la position du foramen apical sur les canaux simples. Les séquences iRaCe® Plus permettent cependant un meilleur respect des courbures originelles mais allongent le temps de travail nécessaire à la mise en forme.

La gestion des doubles courbures par les séquences Scout RaCe® s'est avérée extrêmement simple : la trajectoire canalaire initiale et le foramen apical sont parfaitement préservés. Cependant, le passage du R1b s'accompagne d'un redressement des courbures qui s'accroît franchement lors du passage du R2.

Il est donc avéré que l'augmentation de la conicité instrumentale se fait au détriment de la flexibilité.

La volonté de conicité des préparations semble peu compatible avec la tendance actuelle à la diminution du nombre d'instruments dans les séquences. Le fabricant FKG continue de proposer des séquences instrumentales permettant une augmentation progressive des diamètres et des conicités.

BIBLIOGRAPHIE

1. ABOU-RASS M., Frank AL., Glick DH. The anticurvature filing method to prepare the curved root canal. J. Am. Dent. Assoc., 101(5):792-4, 1980
2. AL-OMARI M., DUMMER P., NEWCOMBE RG. Comparison of six files to prepare simulated root canals. Part 2. Int. Endod. J., 21:67-81, 1992
3. ANDERSON ME., PRICE JW., PARASHOS P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. J. Endod., 33:1212-1216, 2007
4. ARBAB-CHIRANI R., CHEVALIER V., ARBAB-CHIRANI S., CALLOCH S. Instrumentation canalaire de préparation. In : Médecine buccale, EMC (Elsevier Masson SAS), Paris, 28-725-A-10, 2010
5. D'ARROS G. 40 ans de chirurgie dentaire 1968-2008. Toulouse : Privat, 2008. p.52
6. ASSAD M., YAHIA LH., RIVARD CH., LEMIEUX N. In vitro biocompatibility assessment of a nickel-titanium alloy using electron microscopy in situ end-labeling (EM-ISEL). J. Biomed. Mater. Res., 41:154-61, 1998
7. BASS JK., FINE H., CISNEROS GJ. Nickel hypersensitivity in the orthodontic patient. Am. J. Orthod. Dentofacial. Orthop., 103:280-5, 1993
8. BAUMANN MA. Conventional instruments and advances in design. In : Endodontology, New York : Thieme, 2010. 407 p.
9. BAUMANN MA. The RaCe-System. Endod. Pract., 6(3):5-13, 2003
10. BAUMANN MA., ROTH A. Effect of experience on quality of canal preparation with rotary nickel-titanium files. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 88:714-718, 1999
11. BERARD R. Comment se pratiquaient les soins dentaires au 19ème siècle ? Inf. Dent., 40:3747-3757, 1994
12. BERGMANS L., VAN CLEYNENBREUGEL J., WEVERS M., LAMBRECHTS P. Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety. Status report for the American Journal of Dentistry. Am. J. Dent., 14(5):324-33, oct 2001
13. BERGMANS L., VAN CLEYNENBREUGEL J., BEULLENS M., WEVERS M., VAN MEERBEEK B., LAMBRECHTS P. Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments. Int. Endod. J., 36(4):288-95, avr 2003

14. BERTRAND MF., PIZZARDINI P., MÜLLER M., MEDIONI E., ROCCA JP. The removal of the smear layer using the Quantec system. A study using the scanning electron microscope. *Int. Endod. J.*, 32:217, 1999
15. BERUTTI E., NEGRO AR., LENDINI M., PASQUALINI D. Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of Pro Taper rotary instruments. *J. Endod.*, 30(4):228-30, 2004
16. BIDAR H., RASTEGAR AF., GHAZIANI P., NAMAZIKHAH MS. Evaluation of apically extruded debris in conventional and rotary instrumentation techniques. *J. Calif. Dent. Assoc.*, 32:665-71, 2004
17. BISHOP K., DUMMER PMH. A comparison of stainless steel Flexofiles and nickel-titanium NiTiflex files during the shaping of simulated canals. *Int. Endod. J.*, 30:25-34, 1997
18. BOHIN F. Le point sur les instruments Ni-Ti et les localisateurs d'apex. *Inf. Dent.*, 85(28):1967, 2003
19. BOISSIER R. L'évolution de l'art dentaire de l'Antiquité à nos jours. Paris : Editions de la Semaine dentaire, 1927. 206 p.
20. BRANEMARK PJ., ADELL R., BREINE U., HANSSON BO., LINDSTROM J., OHLSSON A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.*, 3: 81-100, 1969
21. CALAS P. Préparation canalaire en rotation continue : le concept du pas adapté. *Inf. Dent.*, 85:1753-61, 2003
22. CALAS P., VULCAIN JM. Le concept du HERO 642. *Rev. Odonto. Stomatol.*, 28(1):13-21, mars 1999
23. CAMPS JJ., PERTOT WJ. Relationship between file size and stiffness of stainless steel instruments. *Endod. Dent. Traumatol.*, 10:260-3, 1994
24. CAMPS JJ., PERTOT WJ., LEVALLOIS B. Relationship between file size and stiffness of nickel-titanium instruments. *Endod. Dent. Traumatol.*, 11:270-3, 1995
25. CARD SJ., SIGURDSSON A., ORSTAVIK D., TROPE M. The effectiveness of increased apical enlargement in reducing intracanal bacteria. *J. Endod.*, 28: 779-783, 2002
26. CASTLEMAN LS., MOTZKIN SM. Biocompatibility of nitinol. In: *Biocompatibility of clinical implant materials*. D.F. Williams, Boca Raton; CRC Press, 1981. p.129-154
27. CASTLEMAN LS., MOTZKIN SM., ALICANDRI FP., BONAWIT VL. Biocompatibility of nitinol alloy as an implant material. *J. Biomed. Mater. Res.*, 10:695-731, 1976

28. CHICHE PJ., Conceptions et évolution de la thérapeutique endodontique de 1900 à nos jours, thèse, Paris, 1982
29. CLAISSE-CRINQUETTE A., RICCI C. Les QUANTEC 2000. Un nouveau concept de préparation canalaire. Cah. ADF, 2(2):18-25, 1998
30. COCHET Y., BARIL I. Le profile : concepts endodontique et omnipratique. La fin du challenge ? Cah. ADF, 2(2):12-17, 1998
31. CUTRIGHT DE., BHASKAR SN., PEREZ B., JOHNSON RM., COWAN GS. Tissue reaction to nitinol wire alloy. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 35:578-84, 1973
32. DALTON BC., ØRSTAVIK D., PHILLIPS C., PETTIETTE M., TROPE M. Bacterial reduction with nickel-titanium rotary instrumentation. J. Endod., 24: 763–7, 1998
33. DARABARA M., BOURITHIS L., ZINELIS S., PAPADIMITRIOU G. Assessment of elemental composition, microstructure, and hardness of stainless steel endodontic files and reamers. J. Endod., 30:523-7, 2004
34. DECHAUME M., HUARD P. Histoire illustrée de l'art dentaire. Paris : Dacosta, 1977. 620p.
35. DIEMER F., CALAS P. Effect of pitch length on the behaviour of rotary triple helix root canal instruments. J. Endod., 30:716-8, 2004
36. DIRHEIMER M., DIRHEIMER K., LUDWIG E. Rotary preparation of root canals with the RaCe system. Endod. Pract. Today, 1(2):125-132, 2007
37. DUCARDONNET M. Petite histoire de l'art dentaire de Fauchard à nos jours, Thèse, Paris, 1976
38. EHRMANN EH. Wanted: a standard for the recognition of rotary NiTi instruments. Int. Endod. J., 35(2):215, fév 2002
39. ESPOSITO PT., CUNNINGHAM CJ. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. J. Endod., 21(4):173-6, avr 1995
40. FERRAZ CC., GOMES NV., GOMES BP., ZAIA AA., TEIXEIRA FB., SOUZA-FILHO FJ. Apical extrusion of debris and irrigants using two hand and three engine-driven instrumentation techniques. Int. Endod. J., 34:354-8, 2001
41. FRANK AL. An evaluation of the Giromatic endodontic handpiece. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 24(3):419-21, sept 1967
42. FRIMAT P. Métaux et muqueuse buccale. In : Progrès en Dermato-allergologie. Gerda. Viterne : Médiscrypt, 1995. p.39-53
43. GAMBARINI G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low- and high-torque endodontics motors. J. Endod., 27:772-774, 2001

44. GAMBILL JM., ALDER M., DEL RIO CE. Comparison of nickel–titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography. *J. Endod.*, 22:369-75, 1996
45. GLOSSON CR., HALLER RH., BRENT DOVE S., DEL RIO CE. Comparison of root canal preparation using NiTi-hand, NiTi engine-driven and K-Flex endodontic instruments. *J. Endod.*, 21:146, 1995
46. GLUSKIN AH., BROWN DC., BUCHANA LS. A reconstructed computerized tomographic comparison of Ni-Ti rotary GT files versus traditional instruments in canals shaped by novice operators. *Int. Endod. J.*, **34**:476-84, 2001
47. GITO G. Nickel- titane ou acier inoxydable. *Inf. Dent.*, 41:3137, 1997
48. GOERIG AC., MICHELICH RJ., SCHULTZ HH. Instrumentation of root canals in molar using the step-down technique, *J. Endod.*, 8(12):550-4, déc 1982
49. GOTTHARD R., LEHNERT T. Alliages à mémoire de forme. In : *Matériaux émergents*. Lausanne ; Presses polytechniques et universitaires romandes, 2001. p.81-105 (Traité des matériaux ; 19)
50. GUELZOW A., STAMM O., MARTUS P., KIELBASSA AM. Comparative study of six rotary nickel-titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation. *Int. Endod. J.*, 38:743-752, 2005
51. GUENIN G. Alliages à mémoire de forme. *Techniques de l'Ingénieur*, 10:1-11, 1986
52. HAIKEL Y., SERFATY R., WILSON G., SPEISSER M., ALLEMANN C. Mechanical properties of NiTi endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. *J. Endod.*, **24**:731-5, 1998
53. HARTY FJ., STOCK CJ. The Giromatic system compared with hand instrumentation in endodontics. *Br. Dent. J.*, 137(6):239-44, sept 1974
54. HOFFMAN-AXTHELM W. *History of dentistry*. Berlin : Quintessence, 1981. 435p.
55. HULSMANN M., PETERS OA., DUMMER PM. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod. Topics*, **10**:30-76, 2005
56. IIJIMA M., ENDO K., OHNO H., YONEKURA Y., MIZOGUCHI I. Corrosion behavior and surface structure of orthodontic Ni-Ti alloy wires. *Dent. Mater. J.*, 20:103-13, 2001
57. INGLE JL., BAKLAND LK. *Endodontics*. 5e edition. London : Decker, 2002. 483p.
58. IQBAL MK., MAGGIORE F., SUH B., EDWARDS KR., KANG J., KIM S. Comparison of apical transportation in four Ni-Ti rotary instrumentation techniques. *J. Endod.*, **29**:587-91, 2003

59. KAZEMI RB., STENMAN E., SPANGBERB LS. A comparison of stainless steel and nickel-titanium H-type instruments of identical design: torsional and bending tests. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 90:500-506, 2000
60. KEREKES K., TRONSTAD L. Morphometric observations on root canals of human anterior teeth. *J. Endod.*, 3:24-29, 1977
61. KEREKES K., TRONSTAD L. Morphometric observations on root canals of human premolars. *J. Endod.*, 3:74-79, 1977
62. KEREKES K., TRONSTAD L. Morphometric observations on the root canals of human molars. *J. Endod.*, 3:114-118, 1977
63. KEREKES K., TRONSTAD L. Long-term results of endodontic treatment performed with a standardized technique. *J. Endod.*, 5:83-90, 1979
64. KIM HC. Mechanical and geometric features of endodontic instruments and its clinical effect. *J. Korean Acad. Conserv. Dent.*, 36(1):1-11, 2011
65. KUMMER TR., CALVO MC., CORDEIRO MM., DE SOUSA VIEIRA R., DE CARVALHO ROCHA MJ. Ex vivo study of manual and rotary instrumentation techniques in human primary teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 105:84-92, 2008
66. KUPHASUK C., OSHIDA Y., ANDRES CJ., HOVIJITRA ST., BARCO MT., BROWN DT. Electrochemical corrosion of titanium and titanium-based alloys. *J. Prosthet. Dent.*, 85:195-202, 2001
67. KURDYK B. Le polissage du titane. *Inf. Dent.*, 97(36):2601, 1997
68. KUSTARCI A., AKPINAR KE., ER K. Apical extrusion of intracanal debris and irrigant following use of various instrumentation techniques. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **105**:257-62, 2008
69. LACOMBE P., BAROUX B., BERANGER G. Les aciers inoxydables. Paris : Ed. de physique, 1990. 1016p.
70. LASFARGUES JJ. Evolution des concepts de préparation : nouveaux concepts-nouvelles techniques. *Inf. Dent.*, 22:1469-1489, 1997
71. LAURENT E., LOMBARD L., ROTH F., ROZET F., SAUVEUR G. Manuel d'endodontie. Paris : Masson, 1985. p.147
72. LAURICHESSE JM., BREILLAT J. Reprise de traitement. In : Endodontie clinique. Paris : CdP, 1986. p.509-555
73. LAURICHESSE JM., LAUNAY Y., CLAISSE A. L'ampliation canalaire par assistance mécanique : concept, technique et résultats. *Rev. Fr. Endod.*, 1:51-72, 1982

74. LAURICHESSE JM., SANTORO JP. Biological technics in endodontics. Rev. Fr. Odontostomatol., 18(5):541-76, mai 1971
75. LEE DH., PARK B., SAXENA A., SERENE TP. Enhanced surface hardness by boron implantation in Nitinol alloy. J. Endod., 22 :543-546, 1996
76. LEHMAN JW., GERSTEIN H. An evaluation of a new mechanized endodontic device: the Endolift. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 53(4):417-24, avr 1982
77. MAC SPADDEN JT. Une nouvelle approche pour la préparation et l'obturation canalaire. Endodontie, 12(1) :9- 19, 1993
78. MAC SPADDEN JT. Une nouvelle approche pour la préparation et l'obturation canalaire. Les instruments mécanisés en Ni-Ti et la gutta percha multiphases. Endodontie, 12(1):9-14, 1993
79. MACHTOU P. Endodontie. Guide clinique. Paris : CdP, 1992. 266p.
80. MARTIN D., AMOR J., MACHTOU P. Endodontie mécanisée : le système ProTaper®. Principes et guide d'utilisation. Rev. Odont. Stomatol., 31:33-42, 2002
81. MARTIN H., CUNNINGHAM W.I. Endosonics : the ultrasonic synergistic system of endodontics. Endod. Dent. Traumatol., 1:201-6, 1985
82. MATTILA L., KILPELÄINEN M., TERHO EO., KOSKENVUO M., HELENIOUS H., KALIMO K. Prevalence of nickel allergy among Finnish university students in 1995. Contact Dermatitis, 44(4):218-23, avr 2001
83. MEDIONI E. Instrumentation endodontique, EMC Odontologie. 23-050-A08, 1995. 6p.
84. MICKEL AK., CHOGLÉ S., LIDDLE J., HUFFAKER K., JONES JJ. The role of apical determination and enlargement in the reduction of intracanal bacteria. J. Endod., 33:1:21-23, 2007
85. MILPIED-HOMSI B. Stomatites et chéilites allergiques de contact. In : progrès en dermato-allergologie. Gerda. Montrouge : J. Libbey-Eurotext, 2000. 315p.
86. MORGAN LF., MONTGOMERY S. An evaluation of the crown-down pressureless technique. J. Endod., 10(10):491-498, 1984
87. MULLANEY TP. Instrumentation of finely curved canals. Dent. Clin. North Am., 23: 575-592, 1979
88. MUSHAK P. Metabolism and systemic toxicity of nickel. In : Nickel in the environment. New-York : John Wiley, 1980. 883p.
89. NARBONI-FEREDJ I., Histoire de l'art dentaire de l'Antiquité à nos jours. Thèse : Chirurgie dentaire : Paris 7 : 1985.

90. NEBOT D., CURNIER F. A propos des instruments en nickel- titane. *Inf. Dent.*, 31:2195-2198, 1997
91. PAQUE F., MUSCH U., HÜLSMANN M. Comparison of root canal preparation using RaCe and ProTaper rotary NiTi instruments. *Int. Endod. J.*, 38(1):8-16, 2005
92. PARASHOS P., MESSER HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J. Endod.*, 32:1031-43, 2006
93. PERTOT WJ., MACHTOU P., WEBBER J., LUMLEY P. L'avenir de la mise en forme canalaire : rotation continue ou mouvement réciproque ? *Clinic*, 29:153-159, 2008
94. PERTOT WJ., WEBBER J., MACHTOU P., KUTTLER S. Une nouvelle technique de mise en forme monoinstrumentale en mouvement réciproque : WaveOne et Reciproc. *Inf. Dent.*, 33:14-22, 2011
95. PELTONEN L. Nickel sensitivity in the general population. *Contact Dermatitis*. 5(1):27-32, jan 1979
96. PERTOT W., POMMEL L. Le traitement endodontique. Paris : Quintessence international, 2003. 127p. (Réussir)
97. PETERS OA., BARBAKOW F. Dynamic torque and apical forces of ProFile .04 rotary instruments during preparation of root canals. *Int. Endod. J.*, 35:379-389, 2002
98. PETERS OA., PETERS CL., SCHÖNENBERGER K., BARBAKOW F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int. Endod. J.*, 36:93-99, 2003
99. PFEIFFER KM., BRENNWALD J., BUCHLER U., HANEL D., JUPITER J., LOWKA K., MARK J., STAEHLIN P. Implants of pure titanium for internal fixation of the peripheral skeleton. *Injury*, 25:87-9, 1994
100. PHILIBERT J., VIGNES A., BRECHET Y., COMMRADE P. Métallurgie du minerai au matériau. Paris : Masson, 1998. 717p.
101. PINEDA F., KUTTLER Y. Mesiodistal and buccolingual roentgenographic investigation of 7275 root canals. *Oral. Surg.*, 33:101-110, 1972
102. PRUETT YP., CLEMENT DJ., CARNS DL. Cyclic fatigue testing of Nickel- Titanium. *J. Endod.*, 23:77-85, 1997
103. PUTTERS JL., KAULESAR SUKUL DM., de ZEEUW GR., BIJMA A., BESSELINK PA. Comparative cell culture effects of shape memory metal (Nitinol), nickel and titanium: a biocompatibility estimation. *Eur. Surg. Res.*, 24:378-82, 1992

104. RAPISARDA E., BONACCORSO A., TRIPI TR., FRAGALK I., CONDORELLI GG. The effect of surface treatments of nickel-titanium files on wear and cutting efficiency. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Radiol Endod, 89:363-8 2000
105. RICCI C., NAAMAN A., CLAISSE-CRINQUETTE A. Les instruments en NickelTitane : les Quantec™ série 2000. Rev. Odontostomatol., 28:65-72, 1999
106. RIEGER T. Wurzelkanalaufbereitungssystem im Praxistest. Endod. J., 3:28-29, 2012
107. ROANNE JB., SABALA CL., DUNCANSON MG. The « balanced force » concept for instrumentation of curved canals. J. Endod., 11:203-211, 1985
108. ROCHER P., EL MEDAWAR L., BREME J., HILDEBRAND HF. Alliage NiTi : propriétés électrochimiques et biologiques. J. Biomatér. Dent., 15:13, 2000
109. RORG-CAYON M., BASILIO-MONNE J. A comparison of molar root canal preparation using six instruments and instrumentation technique. J. Endod., 23:383-386, 1997
110. RUDDLE CJ. The ProTaper endodontic system : geometries, features, and guidelines for use. Dent. Today, 20(10):60-7, oct 2001
111. RYHANEN J., KALLIOINEN M., TUUKKANEN J., LEHENKARI P., JUNILA J., NIEMELA E., SANDVIK P., SERLO W. Bone modeling and cell-material interface responses induced by nickel-titanium shape memory alloy after periosteal implantation. Biomaterials, 20(14):1309-1317, 1999
112. SAMYN JA., NICHOLLS JL., STEINER JC. Instruments in molar root preparation. J. Endod., 22:177-189, 1996
113. SARKAR NK., REDMOND W., SCHWANINGER B., GOLDBERG AJ. The chloride corrosion behaviour of four orthodontic wires. J. Oral. Rehabil., 10:121-8, 1983
114. SCHÄFER E. Effect of physical vapor deposition on cutting efficiency of nickel-titanium files. J. Endod., 28(12):800-802, déc 2002
115. SCHÄFER E. Effect of sterilization on the cutting efficiency of PVD-coated nickel-titanium endodontic treatments. Int. Endod. J., 35(10):867-872, oct 2002
116. SCHÄFER E. Root canal instruments for manual use: cutting efficiency and shaping of curved canal sections. Qualifying thesis. Münster, 1996.
117. SCHÄFER E., ERLER M., DAMMASCHKE T. Comparative study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary Mtwo instruments. Part 1: Shaping ability in simulated curved canals. Int. Endod. J., 39:196-202, 2006

118. SCHÄFER E., ERLER M., DAMMASCHKE T. Comparative study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary Mtwo instruments. Part 2: Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod. J.*, 39:203-212, 2006
119. SCHÄFER E., DZEPINA A., DANESH G. Bending properties of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radio Endod*, 96:757-63, 2003
120. SCHÄFER E., GÖHRING C. Dimensions of root canal instruments and gutta-percha cones. *Endodontie*, 2:269-83, 1999
121. SCHÄFER E., HICKEL R., GEURTSSEN W., HEIDEMANN D., LÖST C., PETSCHOLT A., RAAB W. Stellungnahme der DGZMK und der DGZ: Wurzelkanalaufbereitungen. *Dtsch Zahnärztl Z*, 55:719-721, 2000
122. SCHÄFER E., HOPE W. Root canal instruments made from titanium-aluminium, nickel-titanium or stainless steel. *Dent. World*, 104:612, 1995
123. SCHÄFER E., LOHMANN D. Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 1: Shaping ability in simulated curved canals. *Int. Endod. J.* 35(6):505-13, 2002
124. SCHÄFER E., LOHMANN D. Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 2: cleaning effectiveness and instrumentation results in severely curved canals of extracted teeth. *Int. Endod. J.* 35(6):514-21, 2002
125. SCHÄFER E., SCHULZ-BONGERT U., TULUS G. Comparison of hand stainless steel and nickel titanium rotary instrumentation: a clinical study. *J. Endod.*, **30**:432-5, 2004
126. SCHÄFER E., TEPEL J. Cutting efficiency of Hedstrom, S and U files made of various alloy in filing motion. *Int. Endod. J.*, 29:302-308, 1996
127. SCHÄFER E., VLASSIS M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments : ProTaper versus RaCe. Part 1 : Shaping ability in simulated curved canals. *Int. Endod. J.*, 37(4):229-238, 2004
128. 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.*, 37(4):239-248, 2004
129. SCHIFF N., GROSGOGGAT B., LISSAC M., DALARD F. Influence of fluoride content and pH on the corrosion resistance of titanium and its alloys. *Biomaterials*, 23:1995-2002, 2002

130. SCHILDER H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent. Clin. North Am.*, 18(2):269-296, 1974
131. SCHIRRMESTER JF., STROHL C., ALTENBURGER MJ., WRBAS KT., HELLWIG E. Shaping ability and safety of five different rotary nickel-titanium instruments compared with stainless steel hand instrumentation in simulated curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radio Endod*, 101(6):807-813, 2006
132. SCHIRRMESTER JF., WRBAS KT., MEYER KM., ALTENBURGER MJ., HELLWIG E. Efficacy of different rotary instruments for gutta-percha removal in root canal retreatment. *J. Endod.*, 32(5):469-472, 2006
133. SCHNEIDER SW. A comparison of preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg*, 32:271-278, 1971
134. SCHRADER C., ACKERMANN M., BARBAKOW F. Step-by-step description of a rotary root canal preparation technique. *Int. Endod. J.*, **32**:312-20, 1999
135. SENIA S., WILDEY W. The LightSpeed root canal instrumentation system. *Endodontic Topics*, 10:148–150, 2005
136. SHABALOVSKAYA SA. On the nature of the biocompatibility and on medical applications of NiTi shape memory and superelastic alloys. *Biomed. Mater. Eng.*, 6: 267-89, 1996
137. SHORT JA., MORGAN LA., BAUMGARTNER JC. A comparison of the canal centering ability of four instrumentation techniques. *J. Endod.*, 23:503-7, 1997
138. SIPERT CR., HUSSNE RP., NISHIYAMA CK. Comparison of the cleaning efficacy of the FKG RaCe system and hand instrument in molar root canal. *J. Appl. Oral. Sci.*, 14:6-9, 2006
139. SOMMA F., CAMMAROTA G., PLOTINO G., GRANDE NM., PAMEIJER CH. The effectiveness of manual and mechanical instrumentation for the retreatment of three different root canal filling materials. *J. Endod.*, 34:466-9, 2008
140. SONNTAG D. Geometrie von Nickel-Titan Instrumenten;mehr als nur PR? *DAZ Forum*, 87:5-7, 2006
141. SPANGBERG L.-S. Instruments, materials and devices. In: *Pathways of the pulp*, COHEN S., BURNS RC., 7^e edition. St Louis : Mosby, 1998. p.476-531
142. STENMAN E., SPANGBERG LS. Root canal instruments are poorly standardized. *J. Endod.*, 19:327-34, 1993
143. STOCK CJR., NEHAMER CF. *Endodontics in practice*, London : B.D.J., 1990. 98p.

144. TEPEL J., SCHÄFER E. Schneidleistung von Hedström-Feilen sowie S- und U-Feilen aus unterschiedlichen Legierungen bei feilender Arbeitsweise. *Endodontie*, 3:219-226, 1996
145. TEPEL J., SCHÄFER E., HOPPE W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 1. Cutting efficiency. *J. Endod.*, 21:418-421, 1995
146. TEPEL J., SCHÄFER E., HOPPE W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 3 : resistance to bending and fracture. *J. Endod.*, 23:141-145, 1997
147. TEPEL J., SCHÄFER E., HOPPE W. Root canal instruments for manual use : cutting efficiency and instrumentation of curved canals. *Int. Endod. J.*, 28(2):68-76, 1995
148. THOMPSON SA., DUMMER PM. Shaping ability of ProFile .04 taper series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. *Int. Endod. J.*, 30:1-7,8,15, 1997
149. THOMPSON SA., DUMMER PM. Shaping ability of Hero 642 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Part 2. *Int. Endod. J.*, 33:255-61, 2000
150. THOMPSON SA., DUMMER PM. Shaping ability of Quantec Series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals : Part 1. *Int Endod J*, 31(4):250-267, 1998, and Part 2. *Int. Endod. J.*, 31(4):268-274, 1998
151. TONGBALYAL C., TOMBINAJAD M. The durability of .04 taper rotary NiTi files after simulated clinical usage. *J. Endod.*, 25:292, 1999
152. TRIPI TR., BONACCORSO A., CONDORELLI GG. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 102:106-114, 2006
153. TRIPI TR., BONACCORSO A., CONDORELLI GG. Fabrication of hard coatings on NiTi instruments. *J. Endod.*, 29:132-134, 2003
154. TROIAN CH., SO MVR., FIGUEIREDO JAP., OLIVEIRA EPM. Deformation and fracture of RaCe and K3 endodontic instruments according to the number of uses. *Int. Endod. J.*, 39:616-625, 2006
155. TU MG., CHEN SY., HUANG HL., TSAI CC. Endodontic shaping performance using nickel-titanium hand and motor ProTaper systems by novice dental students. *J. Formos. Med. Assoc.*, **107**:381-8, 2008
156. VEIEN NK., HATTEL T., LAURBERG G. Reduced nickel sensitivity in young Danish women following regulation of nickel exposure. *Contact Dermatitis*. 45(2):104-6, 2001
157. VIANA AC., GONZALEZ BM., BUONO VT., BAHIA MG. Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickeltitanium rotary endodontic instruments. *Int. Endod. J.*, **39**:709-15, 2006

158. VULCAIN JM., CALAS P. Haute élasticité en rotation à conicité variable : le HERO 642. Cah. ADF, 2(2):4-11, 1998
159. VULCAIN JM., GUIGNARD M., DAUTEL A. L'endodonte pariétal, approche clinique raisonnée. Real. Clin., 6(2):215-225, 1995
160. WALIA HM., BRANTLEY WA., GERSTEIN H. An initial investigation of the bending and torsional properties fo Nitinol root canal files. J. Endod., 14(7):346-51, 1988
161. WAN J., RASIMICK BJ., MUSIKANT BL., DEUTSCH AS. Cutting efficiency of three different instrument designs used in reciprocation. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 109(5):82-85, 2010
162. WEIGER R., BARTHA T., KALWITZKI M., LÖST C. A clinical method to determine the optimal apical preparation size. Part I. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 102:686-91, 2006
163. WEINE FS., HEALEY HJ., GERSTEIN H., EVANSON L. Pre-curved files and incremental instrumentation for root canal enlargement. J. Can. Dent. Assoc., 36(4):155-7, 1970
164. WEINE FS., KELLY RF., BRAY KE. Effect of preparation with endodontic handpieces on original canal shape. J. Endod., 2(10):298-303, 1976
165. WEINE FS., KELLY RF., LIO PJ. The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. J. Endod., 1:255-262, 1975
166. WEVER DJ., VELDHUIZEN AG., SANDERS MM., SCHAKENRAAD JM., VAN HORN JR. Cytotoxic, allergic and genotoxic activity of a nickel-titanium alloy. Biomaterials, 18:1115-20, 1997
167. WIDU F., DRESCHER D., JUNKER R., BOURAUDEL C. Corrosion and biocompatibility of orthodontic wires. J. Mater. Sci. Mater. Med., 10:275-281, 1999
168. WILDEY WL., SENIA S. A new root canal instrument and instrumentation technique: a preliminary report. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 67:198, 1989
169. WILDEY WL., SENIA S. Another look at root canal instrumentation. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 74:499, 1992
170. YAO JH., SCHWARTZ SA., BEESON TJ. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. J. Endod., 32:55-57, 2006
171. ZINELIS S., MAGNISSALIS EA., MARGELOS J., LAMBRIANIDIS T. Clinical relevance of standardization of endodontic files dimensions according to the ISO 3630-1 specification. J. Endod., 28:367-70, 2002

172. ZITTER H., PLENK H. The electrochemical behavior of metallic implant materials as an indicator of their biocompatibility. *J. Biomed. Mater. Res.*, 21:881-96, 1987
173. ZMENER O., BALBACHAN L. Effectiveness of nickel-titanium files for preparing curved root canals. *Endod. Dent. Traumatol.*, 11:121-123, 1995

Table des matières

LISTE DES FIGURES	14
LISTE DES TABLEAUX	19
INTRODUCTION.....	21
1. HISTORIQUE DE L'INSTRUMENTATION CANALAIRE	22
1.1. LA MISE EN FORME CANALAIRE	22
1.1.1. La préparation sérielle (Weine, 1970)	24
1.1.2. Le step-back.....	24
1.1.3. La séquence opératoire 2/3 – 1/3 (Laurichesse et Santoro, 1971)	25
1.1.4. Anticurvature filing technique (Abou-Rass et coll., 1980)	25
1.1.5. Step-down (Goerig et coll., 1982)	26
1.1.6. L'ampliation séquentielle assistée (Laurichesse et coll., 1982)	26
1.1.7. Le concept des forces équilibrées (Roanne et coll., 1985)	27
1.1.8. La technique de l'appui pariétal (Laurichesse et coll., 1986).....	28
1.1.9. Le crown-down ou technique corono-apicale en rotation continue (Marshall et Papin, 1989).....	29
1.2. LES PREMIERS INSTRUMENTS DE MISE EN FORME CANALAIRE.....	29
2. L'ACIER INOXYDABLE	35
2.1. PROPRIETES	35
2.1.1. Composition chimique.....	35
2.1.2. Principales propriétés mécaniques des deux aciers inoxydables austénitiques 304 et 303	36
2.2. CARACTERISTIQUES	36
2.2.1. Section instrumentale	36
2.2.2. Diamètre apical.....	36
2.2.3. Conicité	37
2.2.4. Longueur instrumentale	37
2.2.4.1. Longueur « tige-lame active »	37
2.2.4.2. Longueur de la partie active.....	37
2.2.5. Angle d'hélice.....	37
2.2.6. Angle de coupe	37
2.2.7. Angle de pointe.....	38
2.3. AVANTAGES.....	38
2.4. INCONVENIENTS.....	39
2.5. LES INSTRUMENTS ACIER INOXYDABLES MECANISES	39
2.5.1. Instruments montés sur le contre-angle Giromatic® (Micro-Mega®).....	39
2.5.2. L'Endo-Express®.....	40
2.6. DE L'ACIER INOXYDABLE AU NICKEL-TITANE.....	41
3. LE NICKEL-TITANE.....	43
3.1. LES DIFFERENTS ALLIAGES	43
3.2. TRAITEMENT DE SURFACE.....	43
3.3. LA TRANSFORMATION AUSTENITE-MARTENSITE	44
3.4. PROPRIETES	46
3.4.1. Mécaniques.....	46
3.4.2. Biologiques.....	47
3.4.2.1. La biocompatibilité des alliages.....	47
3.4.2.1.1. Biocompatibilité du nickel.....	47
3.4.2.1.2. Biocompatibilité du titane.....	48
3.4.2.1.3. Biocompatibilité du NiTi.....	48
3.4.2.1.3.1. Etudes in vitro	48
3.4.2.1.3.2. Etudes in vivo	49
3.4.2.2. Résistance à la corrosion.....	49
3.5. LES INSTRUMENTS ENDODONTIQUES EN NICKEL-TITANE	50
3.5.1. Propriétés mécaniques	50
3.5.1.1. La super-élasticité	50
3.5.1.2. La mémoire de forme.....	50
3.5.1.3. La flexibilité.....	51
3.5.1.4. L'efficacité de coupe.....	51

3.5.1.5.	La résistance à la déformation par torsion.....	52
3.5.1.6.	La résistance à la fracture.....	52
3.5.2.	<i>Comparaison entre les propriétés des instruments en NiTi et ceux en acier inoxydable : études de Gito (1997) ; Pruett et coll. (1997).....</i>	53
3.5.2.1.	La mémoire de forme.....	53
3.5.2.2.	La flexibilité.....	53
3.5.2.3.	La déformation par torsion.....	54
3.5.2.4.	La résistance à la fracture par torsion.....	54
3.5.2.5.	Le torque.....	54
3.5.2.6.	La biocompatibilité.....	54
3.5.2.7.	Résistance à la corrosion.....	54
3.5.2.8.	La conicité majorée.....	54
3.5.3.	<i>Caractéristiques des instruments NiTi</i>	55
3.5.3.1.	Profil des lames.....	55
3.5.3.2.	Longueur du pas de vis	55
3.5.3.3.	Angle de coupe des lames.....	56
3.5.3.4.	Longueur de la partie active et longueur totale de l'instrument	57
3.5.3.5.	Conicité.....	58
3.5.3.6.	Forme de la pointe	58
3.5.3.7.	Vitesse de rotation	59
3.5.3.8.	Séquence instrumentale	59
3.5.3.9.	Section transversale des instruments.....	59
3.5.4.	<i>Avantages</i>	61
3.5.5.	<i>Inconvénients.....</i>	62
3.5.6.	<i>Présentation de quelques systèmes.....</i>	64
3.5.6.1.	Les instruments à méplats radians.....	65
3.5.6.2.	Les instruments à lames actives	69
4.	SPECIFICITES DU SYSTEME RACE® FKG	81
4.1.	PROFIL DE L'INSTRUMENT.....	81
4.2.	TRAITEMENT ELECTROCHIMIQUE DE SURFACE.....	82
4.3.	SAFETY MEMO DISK ET CODE COULEUR (DIRHEIMER ET COLL., 2007)	82
4.4.	PROTOCOLE D'UTILISATION ET INDICATIONS	84
4.4.1.	<i>Easy RaCe®.....</i>	85
4.4.2.	<i>Xtreme RaCe®</i>	86
4.4.3.	<i>iRaCe®.....</i>	87
4.4.4.	<i>iRaCe Plus®.....</i>	87
4.4.5.	<i>BioRaCe®</i>	88
4.4.6.	<i>Scout RaCe®.....</i>	91
4.4.7.	<i>RaCe iso 10®.....</i>	91
4.4.8.	<i>D-RaCe®.....</i>	92
4.5.	LE SYSTEME RACE® DANS LA LITTERATURE.....	93
5.	ETUDE DE LA FLEXIBILITE DU SYSTEME RACE®.....	95
5.1.	INTRODUCTION	95
5.2.	MATERIELS ET METHODES	95
5.3.	RESULTATS.....	96
5.3.1.	<i>iRaCe®.....</i>	96
5.3.2.	<i>iRaCe® Plus.....</i>	100
5.3.3.	<i>Comparaison des résultats iRaCe® et iRaCe® Plus</i>	106
5.3.4.	<i>Scout RaCe®.....</i>	107
5.4.	DISCUSSION	110
	CONCLUSION.....	113
	BIBLIOGRAPHIE.....	115

BON Gautier – Les instruments de rotation continue en endodontie : les spécificités du système RaCe® FKG

Nancy 2013: 129 f. : 97 ill.

Th. : Chir.-Dent. : Université Lorraine : 2013

Domaine : endodontie

MOTS CLES : instruments endodontiques, nickel-titane, rotation continue, RaCe®

RESUME :

Avec l'avènement du nickel-titane et le développement de la rotation continue, les fabricants d'instruments endodontiques ont toujours cherché à rendre la préparation endodontique reproductible, ergonomique et sûre. La firme suisse FKG Dentaire a récemment bousculé le monde de l'endodontie avec le système RaCe® (*Reamer with Alternating Cutting Edges*).

Après un rapide historique de l'instrumentation canalaire, les propriétés, les caractéristiques, les avantages et inconvénients de l'acier inoxydable puis du nickel-titane sont détaillés. Les propriétés des instruments en acier inoxydable et en nickel-titane sont ensuite comparées, puis les principaux systèmes et leurs protocoles sont présentés.

Les spécificités du système RaCe® (FKG dentaire) sont ensuite détaillées et les différentes séquences proposées par le fabricant sont exposées.

Enfin, une étude de la flexibilité des instruments RaCe® est proposée. Le respect des courbures canalaires et du foramen apical est apprécié grâce à la mise en forme de canaux artificiels dans des blocs de résine à simple et double courbures.

BON Gautier – Les instruments de rotation continue en endodontie : les spécificités du système RaCe® FKG

Th. Chir.-Dent. : Université Lorraine : 2013

JURY :

Pr J.M. MARTRETTE	Professeur des Universités	Président
<u>Dr E. MORTIER</u>	<u>Maître de Conférences des Universités</u>	<u>Juge</u>
<u>Dr R. BALTHAZARD</u>	<u>Assistant Hospitalo-Universitaire</u>	<u>Juge</u>
Dr Y. SIMON	Ancien A.H.U.	Juge

ADRESSE DE L'AUTEUR :

BON Gautier
6, rue du four, 54270
Essey-lès-Nancy

Jury : Président : J.M.MARTRETTE – Professeur des Universités
 Juges : E.MORTIER – Maître des Conférences des Universités
 R.BALTHAZARD – Assistant Hospitalier-Universitaire
 Y.SIMON – Docteur en chirurgie dentaire

Thèse pour obtenir le diplôme D'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

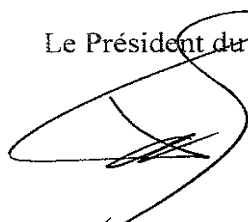
Présentée par: **Monsieur BON Gautier, Didier, Philippe**

né(e) à: **SAVERNE (Bas-Rhin)**

le **13 avril 1988**

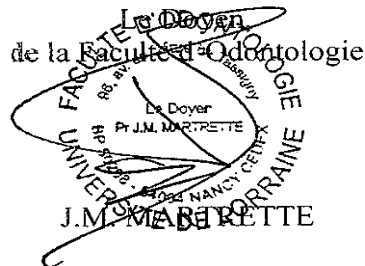
et ayant pour titre : « **Les instruments de rotation en endodontie : les spécificités du système RaCe® FKG.** »

Le Président du jury



J.M.MARTRETTE

Le Doyen
de la Faculté d'Odontologie



J.M.MARTRETTE

Autorise à soutenir et imprimer la thèse 6591.

NANCY, le 24.09.2013.

Le Président de l'Université de Lorraine



P. MUTZENHARDT