



**HAL**  
open science

# La fracture des instruments d'endodontie en Nickel-Titane

Arnaud Eble

► **To cite this version:**

Arnaud Eble. La fracture des instruments d'endodontie en Nickel-Titane. Sciences du Vivant [q-bio]. 2010. hal-01738970

**HAL Id: hal-01738970**

**<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01738970>**

Submitted on 20 Mar 2018

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

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



## 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-theses-contact@univ-lorraine.fr](mailto:ddoc-theses-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.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php)

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



ACADEMIE DE NANCY-METZ

---

UNIVERSITE HENRI POINCARÉ NANCY 1  
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2010

N° 3456

---

**THESE**

pour le

**DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR  
EN CHIRURGIE DENTAIRE**

par

**Arnaud EBLE**

Né le 20 août 1984 à Nancy (Meurthe et Moselle)

**LA FRACTURE DES INSTRUMENTS  
D'ENDODONTIE EN NICKEL-TITANE**

Présentée et soutenue publiquement le :

jeudi 18 novembre 2010

**Examineurs de la Thèse :**

Monsieur J-P. ARTIS	Professeur des Universités	Président
<u>Monsieur C. AMORY</u>	Maître de Conférences des Universités	<u>Directeur de Thèse</u>
Monsieur P. CUNY	Assistant Hospitalo-Universitaire	Co-Directeur de thèse
Monsieur G. BOURRET	Docteur en Chirurgie Dentaire	Juge



Président : Professeur J.P. FINANCE

Doyen : Docteur Pierre BRAVETTI

Vice-Doyens : Pr. Pascal AMBROSINI - Dr. Jean-Marc MARTRETTE

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

Doyen Honoraire : Pr. J. VADOT

<b>Sous-section 56-01</b> Odontologie pédiatrique	Mme M. M. Mlle M.	<b><u>DROZ Dominique (Desprez)</u></b> PREVOST Jacques BOCQUEL Julien PHULPIN Bérengère SABATIER Antoine	Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant Assistant
<b>Sous-section 56-02</b> Orthopédie Dento-Faciale	Mme M. Mlle M.	<b><u>FILLEUL Marie Pierryle</u></b> BOLENDER Yves PY Catherine REDON Nicolas	Professeur des Universités* Maître de Conférences Assistant Assistant
<b>Sous-section 56-03</b> Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale	M. Mme	<i>Par intérim</i> <b><u>ARTIS Jean Paul</u></b> JANTZEN-OSSOLA Caroline	Professeur 1 <sup>er</sup> grade Assistant
<b>Sous-section 57-01</b> Parodontologie	M. Mme M. M. M. M.	<b><u>AMBROSINI Pascal</u></b> BOUTELLIEZ Catherine (Bisson) MILLER Neal PENAUD Jacques GALLINA Sébastien JOSEPH David	Professeur des Universités* Maître de Conférences Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant
<b>Sous-section 57-02</b> Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique Anesthésiologie et Réanimation	M. M. M. M. M. M. Mlle	<b><u>BRAVETTI Pierre</u></b> ARTIS Jean-Paul VIENNET Daniel WANG Christian BALLY Julien CURIEN Rémi SOURDOT Alexandra	Maître de Conférences Professeur 1 <sup>er</sup> grade Maître de Conférences Maître de Conférences* Assistant Assistant Assistante
<b>Sous-section 57-03</b> Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, Génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)	M. M. Mlle	<b><u>WESTPHAL Alain</u></b> MARTRETTE Jean-Marc ERBRECH Aude	Maître de Conférences* Maître de Conférences* Assistante Associée au 01/10/2007
<b>Sous-section 58-01</b> Odontologie Conservatrice, Endodontie	M. M. M. M. M. Mlle	<b><u>ENGELS-DEUTSCH Marc</u></b> AMORY Christophe MORTIER Eric CUNY Pierre HESS Stephan PECHOUX Sophie	Maître de Conférences Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant Assistante
<b>Sous-section 58-02</b> Prothèses (Prothèse conjointe, Prothèse adjointe partielle, Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale)	M. M. M. M. M. Mlle Mlle Mlle M.	<b><u>SCHOUVER Jacques</u></b> LOUIS Jean-Paul ARCHIEN Claude DE MARCH Pascal BARONE Serge BEMER Julie RIFFAULT Amélie MONDON Hélène SIMON Franck	Maître de Conférences Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistant Assistante Assistante Assistant Assistant
<b>Sous-section 58-03</b> Sciences Anatomiques et Physiologiques Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie	Mlle M. Mme M. Mme	<b><u>STRAZIELLE Catherine</u></b> RAPIN Christophe (Section 33) MOBY Vanessa (Stutzmann) SALOMON Jean-Pierre JAVELOT Cécile (Jacquelin)	Professeur des Universités* Professeur des Universités Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistante Associée au 01/01/2009

souligné : responsable de la sous-section

\*temps plein

Mis à jour le 01.02.2010

*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 Jean-Paul ARTIS

Chevalier de l'Ordre National du Mérite

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Sciences Odontologiques

Docteur de l'Université Louis Pasteur de Strasbourg

Habilité à diriger des Recherches

Professeur 1<sup>er</sup> grade

Sous-section : Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique, Anesthésiologie et Réanimation

Vous nous avez fait le très grand honneur d'accepter la présidence de cette thèse.

Nous avons eu le privilège de bénéficier de votre enseignement au cours de nos années d'étude.

Qu'il nous soit permis de vous remercier et de vous présenter nos sentiments respectueux.

A NOTRE JUGE ET DIRECTEUR DE THESE

Monsieur Christophe AMORY

Docteur en Chirurgie Dentaire

Maître de Conférences des Universités

Sous-section : Odontologie Conservatrice – Endodontie

Vous nous avez témoigné une grande bienveillance en acceptant de diriger notre travail.

La richesse de votre expérience et la qualité de vos conseils sont pour nous un guide précieux.

Veillez trouver ici l'expression de notre très grande reconnaissance.



A NOTRE JUGE ET DIRECTEUR DE THESE

Monsieur Pierre CUNY

Docteur en Chirurgie Dentaire

Assistant hospitalier universitaire

Sous-section : Odontologie Conservatrice – Endodontie

Nous avons toujours trouvé auprès de vous  
une grande compréhension.

Nous vous remercions d'avoir accepté de  
juger notre travail.

Qu'il trouve ici l'expression de tout notre  
respect.

A NOTRE JUGE

Monsieur Gilles BOURRET

Docteur en Chirurgie Dentaire

Attaché universitaire

Sous-section : Prothèse

Vous avez su nous écouter durant notre travail et vous m'avez aiguillé dans notre passion automobile commune.

Vous nous avez accompagnés durant nos années d'étude.

Veillez trouver ici l'expression de nos sincères sentiments.

A Claire, pour son soutien et sa compréhension

A mon Père, pour tous ses conseils avisés

A ma Mère, pour son écoute

A ma Sœur, pour être celle qu'elle est

A mes Grands-parents, pour leurs recommandations

A ma Famille, pour la lecture de mon travail

A Hugues, pour m'avoir suggérer ce sujet

A mes Amis

A tous ceux que j'aime

# LA FRACTURE DES INSTRUMENTS D'ENDODONTIE EN NICKEL-TITANE

<b>I.</b>	<b>Introduction</b>	10
<b>II.</b>	<b>Le système de rotation continue : la théorie avant tout</b>	11
<b>A.</b>	<b>Les moteurs</b>	11
1.	<b>Les différents modèles et leurs réglages</b>	11
	<i>a) Les moteurs classiques</i>	
	<i>b) Les moteurs sans fil</i>	
2.	<b>Le phénomène de vissage</b>	15
	<i>a) Principe</i>	
	<i>b) Conduite à tenir</i>	
	(1) L'instrument	
	(2) Le moteur	
	(3) Les parois du canal	
	(4) Le praticien	
3.	<b>Le phénomène de Torque</b>	18
	<i>a) Définition</i>	
	<i>b) Les forces exercées sur l'instrument</i>	
	(1) La rotation de l'instrument	
	(2) La résistance des parois canalaires	
	(3) La pression exercée sur l'instrument	
	<i>c) La combinaison de ces forces</i>	
	(1) La flexion	
	(2) La torsion	
	<i>d) Les systèmes Auto-Torque Reverse</i>	
<b>B.</b>	<b>Les contre-angles</b>	23
1.	<b>Leurs mécanismes</b>	23
2.	<b>La vitesse de rotation</b>	25

*a) Les différents rapports réducteurs des contre-angles de rotation continue*

*b) Une vitesse adaptée aux instruments*

**C. L'instrument Nickel Titane** 28

**1. L'alliage Nickel Titane** 28

*a) Sa découverte*

*b) Sa composition*

(1) Le Nickel

(2) Le Titane

(3) La création de l'alliage

*(a) Définition*

*(b) Pourcentage et procédé de fabrication*

*c) Sa cristallographie*

(1) L'atome et ses liaisons

*(a) Définition de l'atome*

*(b) La liaison métallique*

(2) Les caractéristiques atomiques d'un alliage

*(a) Notion de grains*

*(b) Notion de joints de grains*

*(c) Propriétés mécaniques liées à la grosseur des grains*

*(d) La combinaison intermétallique*

*(e) Les phases martensitique et austénitique : l'effet mémoire de forme*

*d) Ses propriétés et ses caractéristiques*

(1) La superélasticité

(2) La flexibilité

(3) La biocompatibilité

## **2. La conception d'une lime endodontique**

42

### **a) Définitions**

(1) Les zones de l'instrument

(a) *Le mandrin*

(b) *La tige*

(c) *La partie active*

(2) La pointe

(3) Le calibre

(4) La conicité

(5) La section

(6) Le pas

(7) Le méplat radian

(8) L'angle de coupe

(9) L'angle d'hélice

### **b) Son dessin**

### **c) Son usinage**

### **d) Les contrôles réalisés par le fournisseur**

(1) Introduction

(2) Test de compression

(3) Test de torsion

(4) Test de flexion

(5) Test de fatigue

### **e) Ses imperfections et leurs impacts**

## **3. Présentation des instruments des différents systèmes de rotation continue les plus communément utilisés**

59

### **a) *Hero-Shaper® de Micro Mega™***

(1) Profil instrumental et section

(2) Pointe de l'instrument

- (3) Conicité
- b) *Pro Taper® de Dentsply-Maillefer™***
  - (1) Profil instrumental et section
  - (2) Pointe de l'instrument
  - (3) Conicité
- c) *Race® de FKG™***
  - (1) Profil instrumental et section
  - (2) Pointe de l'instrument
  - (3) Conicité
- d) *G.T. Rotary files® de Tulsa-Dental™***
  - (1) Profil instrumental et section
  - (2) Pointe de l'instrument
  - (3) Conicité
- e) *Revo-S® de Micro Mega™***
  - (1) Profil instrumental et section
  - (2) Pointe de l'instrument
  - (3) Conicité
- f) *M-Two® de Sweden & Martina™***
  - (1) Profil instrumental et section
  - (2) Pointe de l'instrument
  - (3) Conicité

4. **Tableau récapitulatif** 67

**III. La maîtrise du risque de fracture durant le traitement radiculaire : la dent, victime ou responsable** 68

**A. La cavité d'accès : le primat du soin endodontique** 68

1. **Les phases nécessaires à la réalisation d'une cavité d'accès** 68

**a) *La phase de pénétration***

	<i>b) La phase d'élargissement</i>	
	<i>c) La phase de finition</i>	
<b>2.</b>	<b>La conduite à tenir pour réaliser une cavité d'accès idéale</b>	<b>71</b>
<b>3.</b>	<b>Première approche du soin endodontique : l'accès aux canaux</b>	<b>72</b>
	<i>a) La mise en évidence des entrées canalaires</i>	
	<i>b) L'élargissement coronaire</i>	
	<i>c) L'amélioration de la cavité d'accès</i>	
	<i>d) L'alternance entre lime manuelle et lime mécanisée pour évaser les entrées canalaires</i>	
<b>B.</b>	<b>L'insertion de l'instrument dans le canal dentaire-données actuelles sur l'anatomie canalair des dents</b>	<b>77</b>
<b>1.</b>	<b>Les différentes classifications</b>	<b>78</b>
	<i>a) La classification de Weine</i>	
	<i>b) La classification de Vertucci et Sert</i>	
<b>2.</b>	<b>La classification des difficultés canalaires</b>	<b>82</b>
	<i>a) Les canaux dits « droits »</i>	
	<i>b) Les canaux dits « moyens »</i>	
	<i>c) Les canaux dits « difficiles »</i>	
	<i>d) La jauge de contrôle FKG</i>	
	<i>e) Des obstacles sur le trajet des instruments endodontiques : les calcifications et les pulpolithes</i>	
	(1) Définition	
	(2) L'utilisation d'un chélateur et ses effets sur l'instrument	
<b>3.</b>	<b>L'apex : l'élément clef de toute préparation canalair</b>	<b>86</b>
	<i>a) Définition</i>	
	<i>b) La structure de l'apex</i>	
	<i>c) L'importance de l'étanchéité apicale</i>	
	<i>d) Les courbures apicales</i>	



4.	<b>La détection du type de canal : le principe de la double angulation lors de la prise radiographique</b>	95
5.	<b>Le principe de la précourbure des limes</b>	97
6.	<b>L' « anticourbure filing method »</b>	98
<b>C.</b>	<b>La progression de l'instrument dans le canal</b>	<b>100</b>
1.	<b>Principes généraux de la préparation canalaire</b>	<b>101</b>
	<i>a) Mise en forme et limites apicales</i>	
	<i>b) Concepts méthodologiques</i>	
	<i>c) Critères décisifs de la préparation canalaire</i>	
2.	<b>Rappel des forces exercées sur les limes endodontiques</b>	<b>104</b>
3.	<b>Techniques de préparation canalaire</b>	<b>105</b>
	<i>a) Le Step-Back</i>	
	<i>b) Le Step-Down</i>	
	<i>c) Le Double-Flaring</i>	
	<i>d) Le Crown-Down</i>	
4.	<b>Les séquences instrumentales proposées par les différents systèmes de rotation continue</b>	<b>110</b>
	<i>a) Hero Shaper® de Micro Mega™</i>	
	<i>b) ProTaper® de Dentsply-Maillefer™</i>	
	<i>c) Race® de FKG™</i>	
	<i>d) G.T. Rotary Files® de Tulsa-Dental™</i>	
	<i>e) Revo-S® de Micro Mega™</i>	
	<i>f) M-Two® de Sweden &amp; Martina™</i>	
5.	<b>Une technique de préparation canalaire adaptée au cas par cas : la « zone technique » de McSpadden</b>	<b>116</b>
	<i>a) La "zone technique"</i>	
	<i>b) Procédure clinique</i>	

(1) Etape 1 : détermination de la limite de la zone coronaire.

(2) Etape 2 : détermination du diamètre final d'évasement de la limite de la zone coronaire.

(3) Etape 3 : élargissement de la zone apicale.

(4) Etape 4 : élargissement de la zone apicale aux dimensions désirées.

*c) La "zone technique" et les instruments rotatifs NiTi*

**D. L'altération de l'instrument endodontique** 121

**1. La fréquence d'utilisation des instruments : une limite** 121

*a) Le résultat des tests de fatigue*

*b) Le nombre d'utilisation des instruments selon le type de canal*

(1) Les canaux droits

(2) Les canaux moyens

(3) Les canaux difficiles

*c) Les systèmes de contrôle fournis par les fabricants*

(1) Les boites Hero Shaper® de MicroMega™

(2) BDSminiStepper® de Dentsply-Maillefer™

(3) Les « Safety Memo Disc »® de FKG™

**2. Les effets de l'irrigation canalaire** 128

*a) Les différents produits utilisés lors d'une préparation canalaire classique*

(1) L'hypochlorite de sodium

(2) L'EDTA

*b) Leurs effets sur les instruments Nickel-Titane*

**3. Les conditions d'hygiène de l'instrument** 131

*a) La pré-désinfection*

(1) Principes

(2) Les effets sur l'instrument

*b) La stérilisation des instruments*

	(1) Le mode de stérilisation	
	(2) Les effets sur l'instrument	
<b>E.</b>	<b>Douze mesures pour limiter le risque de fracture</b>	<b>137</b>
<b>IV.</b>	<b>Conduite à tenir devant une fracture d'instrument</b>	<b>141</b>
<b>A.</b>	<b>Le retrait d'un élément fracturé par voie orthograde</b>	<b>141</b>
	1. L'évasement du canal pour atteindre l'élément fracturé : l'utilisation des ultrasons	141
	2. Les systèmes de retrait d'instrument fracturé : la trousse Masserann	143
	3. Les chances de réussite du retrait d'un instrument fracturé et leurs conséquences	146
<b>B.</b>	<b>Les techniques chirurgicales</b>	<b>149</b>
	1. Le réclinement du lambeau et la résection apicale	149
	2. L'obturation rétrograde	151
<b>V.</b>	<b>L'évolution défavorable de l'incident : l'action en justice</b>	<b>153</b>
<b>A.</b>	<b>Les différentes responsabilités du praticien</b>	<b>153</b>
	1. Sa responsabilité pénale	153
	2. Sa responsabilité civile	154
	3. Sa responsabilité ordinale	154
<b>B.</b>	<b>La relation praticien-patient</b>	<b>155</b>
	1. Le contrat médical	155
	2. Les obligations de moyens et de résultat du praticien	156
	3. Le Code de Déontologie Médicale	156
	4. Le devoir d'information	157
<b>C.</b>	<b>Les obligations de l'assurance</b>	<b>158</b>
	1. Le contrat d'assurance : les obligations du praticien	158
	a) <i>Les conditions générales</i>	

<b>b) En cas de sinistre</b>	
(1) La déclaration de sinistre	
(2) L'expertise	
2. La couverture responsabilité civile fournie par l'assureur	161
3. La protection juridique	162
<b>D. L'instrument et la loi</b>	164
1. L'instrument, un dispositif médical	164
2. La responsabilité du fournisseur	166
3. Le concept de l'aléa thérapeutique	168
<b>E. La conduite juridique face à une affaire de fracture instrumentale</b>	169
1. La réclamation amiable	170
2. Les juridictions civiles	171
3. La juridiction disciplinaire ordinale	174
<b>VI. Conclusion</b>	176
<b>VII. Bibliographie</b>	178
<b>A. Ressources périodiques</b>	178
<b>B. Ressources juridiques</b>	189
<b>C. Ressources Internet</b>	189

# LA FRACTURE DES INSTRUMENTS D'ENDODONTIE EN NICKEL-TITANE

## I. Introduction

La Nature a doté l'Homme d'éléments ayant chacun un rôle spécifique. Les dents regroupent en grande partie les fonctions vitales de l'être humain. Organes de la parole, de l'échange et de la communication, ou encore de la survie par l'alimentation, la dent contribue à l'équilibre humain.

C'est donc tout un art de conserver, de restaurer une santé bucco-dentaire et d'en inculquer les principes indispensables à la vie. Par une pratique quotidienne, le chirurgien-dentiste recommande, observe, modifie ou élabore un plan de traitement pour chacun de ses patients, dans le respect des lois de la Nature et du Code de Déontologie.

C'est avec précaution, en appliquant ses connaissances et en exprimant son art, que le chirurgien-dentiste entreprend une intervention prothétique, chirurgicale ou conservatrice. La spécialité d'odontologie conservatrice permet de maintenir dans son milieu naturel une dent, soit vivante à l'aide des restaurations composites ou métalliques, soit dépulpée grâce à l'endodontie. Le soin endodontique est un cas particulier.

Plusieurs qualificatifs lui sont communément attribués. Acte ingrat, comme certains praticiens ont pu le définir, il est effectivement le seul à ne pas être directement visible par le patient. Acte délicat, car il se déroule « en aveugle » avec pour seule référence une image en deux dimensions. Acte minutieux, car sa complexité et sa variabilité entraînent un taux de complications plus important que celui de tout autre acte.

C'est selon tous ces épithètes que l'acte endodontique a acquis ses lettres de noblesse, et a, en l'occurrence, retenu l'attention des fabricants. Fastidieux, le soin endodontique reste le soin à la base de tout traitement dentaire. Véritable alternative à l'extraction, pilier de la restauration prothétique, équilibre de la santé du patient, il est le point de croisement de toutes les autres spécialités dentaires.

L'apparition de l'alliage Nickel-Titane, d'abord en orthodontie, puis dans la conception des limes endodontiques a permis de simplifier le geste. Ce matériau extraordinaire grâce à ses propriétés hors normes a révolutionné l'endodontie.

Auparavant manuelle, l'endodontie devient mécanisée. Le développement des limes en NiTi ouvre la porte à l'ère de la rotation continue. Pas si simple, l'acte endodontique devient abordable, moins effrayant. Un point d'ombre persiste pourtant dans ce tableau lumineux: la fracture des instruments Nickel-Titane.

## II. Le système de rotation continue : la théorie avant tout

Le geste endodontique appartient au travail quotidien du chirurgien-dentiste. Des systèmes de rotation sont développés pour faciliter le traitement canalaire.

Etant donné les différents systèmes développés et les caractéristiques propres à chaque instrument, l'acquisition d'un de ces systèmes relève d'un choix difficile et son utilisation demande un certain temps d'adaptation.

Les instruments en Nickel Titane ne sont pas les seuls composants d'un système de rotation continue. En effet ils sont accompagnés d'un contre-angle et d'un moteur de rotation continue. Chacun des trois composants du système peut être à l'origine de la fracture instrumentale. Afin de les manipuler en toute précaution, il est essentiel de connaître leurs caractéristiques propres ainsi que leurs limites. Bien qu'il existe certains modèles adaptables, il est bien souvent conseillé d'utiliser pour un type d'instruments donné une catégorie de contre-angle associée à une série de moteur spécifique.

### A. Les moteurs

La forte incidence des fractures instrumentales représente un réel problème. La majorité des fractures se produit lorsque l'instrument se verrouille dans le canal et que les forces consécutives s'exerçant dessus dépassent ses limites mécaniques. Les limites de flexion et de torsion devront être adaptées aux instruments.

#### 1. Les différents modèles et leurs réglages

L'apparition des limes endodontiques en Nickel Titane s'est avérée être une véritable révolution dans le domaine de l'endodontie. Suite à la fabrication des limes sont apparus divers contre-angles et moteurs associés aux instruments endodontiques. Entre les contre-angles directement adaptés sur le fauteuil, les moteurs de rotation continue classiques, et les moteurs de rotation continue sans fil, le chirurgien-dentiste dispose d'un choix incroyable et parfois déroutant.

Les moteurs de rotation continue suivent aujourd'hui le même objectif : permettre à la lime de travailler en toute sécurité, ou plutôt en contrôlant son point de rupture. Il existe donc sur tous les modèles un contrôle de la vitesse de rotation de l'instrument, et également un réglage du couple appliqué à l'instrument. Le couple exprimé en Newton mètre ou N.m et la vitesse exprimée en Radian par Seconde ou  $\text{Rad.s}^{-1}$  donnent une puissance exprimée en Watts ou W dans le système international selon la formule :

$$\text{Puissance} = \text{Couple} \times \text{Vitesse}$$

Pour une puissance donnée et constante, cette formule implique une augmentation de la vitesse lorsque le couple diminue et inversement.

Les moteurs de rotation continue expriment la vitesse de rotation en tour par minute ou  $\text{tr.min}^{-1}$ . Le couple, ou Torque dans le cadre de la rotation continue, représente la force nécessaire pour permettre à l'instrument de tourner dans le canal radiculaire et d'éliminer progressivement des couches de parois canalaires. Au premier abord, on pourrait penser qu'un Torque élevé et une vitesse faible permettent un travail plus rapide et plus efficace de l'instrument. Or ce travail peut se transformer en échec lorsque le Torque dépasse les limites acceptables de torsion de l'instrument. C'est alors la fracture. Pourtant ce Torque conditionne l'efficacité d'action de l'instrument endodontique.

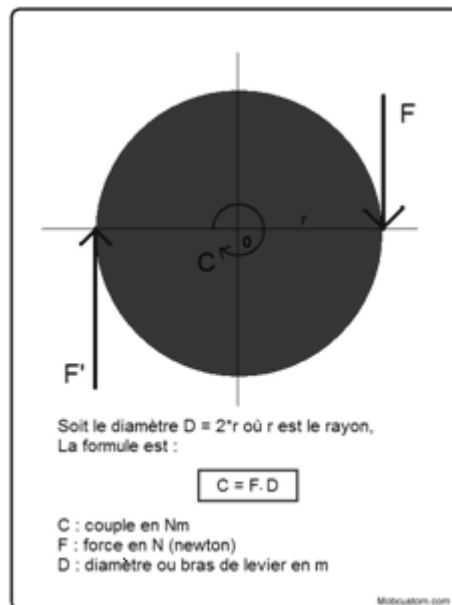


Schéma du couple

Il n'est plus nécessaire aujourd'hui de démontrer les avantages d'un Torque faible, ni l'intérêt des moteurs de rotation continue avec des systèmes de prévention des effets de Torque. Pour autant un Torque trop faible diminue l'efficacité de coupe de l'instrument. L'instrument est alors incapable de lutter efficacement contre les forces de la paroi canalaire qui s'appliquent sur sa partie active. L'essentiel est de trouver l'équilibre idéal entre Torque, vitesse et efficacité.

### a) *Les moteurs classiques*

Les moteurs classiques de rotation continue sont tous constitués d'une unité centrale, d'un moteur sur lequel s'adapte un contre-angle, d'un fil de raccordement entre l'unité et le moteur et d'un pédalier pour actionner la mise en marche du moteur.

Les réglages se font sur le panneau de contrôle situé sur l'unité centrale qui les transmet ensuite, par l'intermédiaire du raccord, au moteur. Sur ce panneau le praticien peut contrôler la vitesse de rotation de l'instrument, le Torque fourni par le moteur, la qualité du contre-angle réducteur installé

(16 :1, 8 :1, etc...), le système utilisé et la séquence d'instruments programmée. Il est important de préciser que la vitesse en sortie du moteur est réduite par le contre angle réducteur.

L'unité de contrôle possède à l'arrière une interface permettant de brancher l'alimentation électrique de l'appareil sur le secteur. Cette unité de contrôle est équipée d'un microprocesseur sur lequel sont préprogrammés les réglages de Torque, de vitesse et les caractéristiques des instruments. Ils sont programmés à l'avance lors de sa sortie d'usine par le fabricant. Le praticien n'a plus qu'à sélectionner le réglage correspondant au système de rotation continue qu'il utilise. L'unité adapte alors les réglages de vitesse et de Torque valables pour les instruments sélectionnés selon la réduction du contre-angle installé. Les moteurs ont tous aujourd'hui en mémoire les réglages ou pré-programmations des limes NiTi couramment utilisées par les chirurgiens-dentistes. Ceci inclut les systèmes décrits précédemment.

Lorsque l'effet de Torque est trop important, le risque de fracture est accru. A ce moment les moteurs de dernière génération ont une solution. La plupart proposent le Système Auto-Torque Reverse qui sera défini ultérieurement. D'autres, également équipés de ce système, déclenchent une alarme lorsque l'effet de Torque atteint 75% de sa valeur, comme l'EndoIT control de VDW.

Une des innovations récentes est d'intégrer à l'unité un localisateur d'apex qui permet au praticien de voir ce qu'il ne voit pas à l'œil nu. En effet, le contrôle du foramen apical et de son approche, grâce à une échelle de points lumineux ou de couleur, permet au praticien d'évaluer la progression de l'instrument dans le canal. Il persiste cependant quelques faiblesses dans cette innovation, notamment le cas des bifurcations où le détecteur d'apex a tendance à signaler la constriction apicale qui n'est pourtant pas atteinte.

L'affichage est permis grâce à un écran à cristaux liquides. Plusieurs données apparaissent :

- la vitesse de rotation en  $\text{tr.min}^{-1}$  ou  $\text{rot.min}^{-1}$ ,
- le Torque nécessaire à l'instrument lors de son travail exprimé en  $\text{g.cm}^{-1}$ ,
- la qualité du contre-angle réducteur,
- le système de limes engagé,
- la séquence de limes utilisée avec le calibre et la conicité de l'instrument ou le programme sélectionné.

Enfin, le praticien n'est pas soumis aux restrictions imposées par le fabricant. Le panneau de contrôle de l'unité possède différentes touches ou « pad » qui permettent un réglage manuel en augmentant ou en diminuant la vitesse de rotation et le Torque.



*Exemple du moteur VDW Gold*



Pourtant tous ces moteurs présentent un inconvénient de taille : leur encombrement. Il est nécessaire d'avoir un plan de travail ordonné, facile d'accès, dont l'asepsie se fait simplement. De plus, ils nécessitent un espace autour du fauteuil pour y intégrer le pédalier et le raccord d'alimentation. Des fils apparents ne respectent pas les codes d'hygiène. Par conséquent, les fabricants se sont lancés dans la conception de moteurs plus ludiques, plus pratiques et plus petits : les moteurs sans fil.

### ***b) Les moteurs sans fil***

Les moteurs sans fil ou « motors cordless » ont comme net avantage un encombrement restreint. En effet, ils sont composés d'un socle de recharge branché sur le secteur et du moteur lui-même. Le moteur est pourvu :

- d'une partie basse qui contient la batterie, en lithium la plupart du temps, et éventuellement les indications du localisateur d'apex, de la vitesse de rotation et du Torque engagé,
- d'une partie intermédiaire comparable au raccord entre l'unité de contrôle et le moteur qui existe pour les moteurs classiques,
- d'une partie haute, l'embout du moteur qui porte le contre-angle.

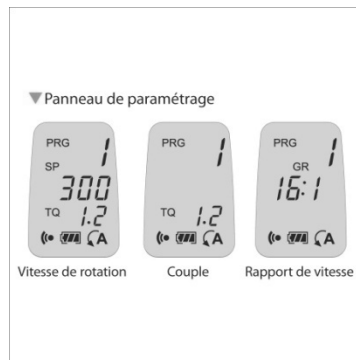


*Le X-Smart Easy de Dentsply-Maillefer*

Bien entendu, l'avantage de ces moteurs réside dans leur indépendance vis-à-vis de l'alimentation électrique puisqu'il suffit de poser le moteur sur son socle pour le recharger. Lors de son utilisation s'il est suffisamment chargé, le moteur est retiré de son socle. Le socle peut se situer dans un site tout autre que le plan de travail, sans empêcher le praticien de travailler avec son moteur. Pour autant, l'inconvénient concerne également la batterie. La durée de charge de la batterie doit être courte et l'autonomie grande pour permettre au chirurgien-dentiste de travailler en toute tranquillité. Pendant que le dispositif recharge, le praticien ne peut pas l'utiliser.

Les moteurs sans fil sont plus restreints au niveau des informations fournies par leur écran. Les renseignements sur la vitesse et le Torque sont indispensables et apparaissent sur le manche. Toutes les informations dont disposent les moteurs classiques, comme le système de lime utilisé ou la séquence des limes, ne peuvent pas être affichées sur ce même écran. Les réglages de la vitesse de rotation du moteur et du couple sont eux aussi limités à des valeurs plus faibles que pour les moteurs

classiques. Ils possèdent cependant des réglages préprogrammés qui peuvent s'adapter à tous les systèmes de rotation continue NiTi.



Exemple de l'écran de l'Endo Mate TC2

Ces dispositifs ne remplacent donc pas les moteurs classiques. En effet, le Torque fourni par ces moteurs sans fil est plus faible. Cette baisse de Torque diminue l'efficacité de l'instrument. De plus la vitesse de rotation n'est pas constante, ce qui entraîne des à-coups dans la préparation canalaire, à-coups d'autant plus marqués quand la batterie se vide. Le traitement canalaire perd donc de sa perfection.

En revanche les moteurs sans fil sont équipés de localisateur d'apex. Dans certains cas ils peuvent être reliés à un localisateur de la même firme comme **l'Endo Mate TC2 de NSK**. Ce même moteur inclut une alarme dont l'intensité augmente lorsque le Torque augmente. Cette alarme atteint son maximum lorsque l'Auto Torque Reverse est enclenché.

Là aussi, plusieurs firmes se sont lancées dans le développement de ces dispositifs. Bien entendu, les moteurs présentent tous les mêmes propriétés de base, et les différences portent sur les délais de recharge de la batterie et sur l'autonomie.

## 2. Le phénomène de vissage

L'insertion de l'instrument dans le canal doit se faire sans pression excessive. La main du praticien est même parfois plus utile pour retenir l'instrument que pour le forcer à progresser. Ce phénomène d'aspiration trouve une explication dans le principe du vissage de l'instrument.

### a) Principe

Le vissage est défini comme le déplacement dans l'espace qui associe une rotation autour d'un axe et une translation autour de cet axe. Cette définition de géométrie s'adapte parfaitement à la représentation physique de l'action de l'instrument endodontique dans le canal. Pourtant le phénomène de vissage qui se produit lors du traitement endodontique associe en plus les parois canales contre lesquelles la lime évolue.

En effet la lime entre en rotation dans le canal grâce au contre-angle, progresse selon l'axe du canal par les légères poussées du praticien tout en luttant contre les parois radiculaires. Ce phénomène est en partie dû au profil des instruments. En prenant en exemple une vis constituée de spires espacées par un pas constant, il est plus simple de comprendre le phénomène. Les différents instruments cités possèdent tous des lames espacées par un pas variable. La variabilité de ce pas permet de limiter les effets de vissage de l'instrument dans le canal, mais ne les élimine pas complètement.

La conséquence de ce vissage entraîne un blocage de l'instrument dans le canal. Comme décrit précédemment ce blocage entraîne un risque de fracture selon le modèle du « taper-lock ». Le phénomène de Torque se met alors en place. La limite élastique du métal est dépassée et l'instrument subit une déformation plastique puis une rupture. Le praticien est alors confronté à la fracture instrumentale.

### ***b) Conduite à tenir***

Pour limiter ce phénomène il est essentiel de rappeler les différents paramètres qui entrent en compte dans la procédure du phénomène de vissage : l'instrument par son dessin, le Torque appliqué à l'instrument, l'anatomie du canal préparé et la pression que le praticien applique sur l'instrument. Pour chacun des paramètres, des précautions sont à prendre.

#### **(1) L'instrument**

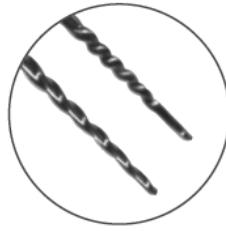
Le concept du pas variable est adopté par certains fournisseurs afin de limiter ce phénomène de vissage et surtout ses conséquences. D'autres fournisseurs développent des concepts innovants notamment pour limiter la fracture de l'instrument.

Par exemple, les instruments du système RaCe® fournis par la firme FKG™ sont pourvus d'arêtes coupantes alternées. Cette alternance permet d'éliminer le vissage de l'instrument dans le canal sans pour autant perdre les bénéfices du pas variable et empêcher l'évacuation des débris.



*Zoom sur les arêtes alternées de l'instrument RaCe®*

Le système Hero Shaper® quant à lui propose l'Anti Breakage Control®. Lorsque le phénomène de Torque apparaît et que l'instrument a atteint sa limite, l'instrument va se retourner sur lui-même pour ne pas fracturer. Il se dévrille lentement pour prévenir la fracture.



### *L'Anti Breakage Control® du système Hero Shaper®*

Une autre précaution est à prendre quel que soit l'instrument utilisé. Le nettoyage de l'instrument après chaque passage dans le canal, à l'aide d'une compresse imbibée d'hypochlorite de sodium, permet d'éliminer les débris qui s'accumulent entre les spires. En libérant cet espace, le praticien permet à l'instrument de conserver son efficacité d'évacuation des débris et de coupe tout en limitant le risque de bouchon, d'effet de gaine donc de blocage et par conséquent de fracture.

#### (2) Le moteur

Les moteurs ne peuvent éviter le phénomène de vissage mais ils peuvent anticiper l'effet de Torque, notamment grâce à leur dispositif Auto Torque Reverse. Certains de ces systèmes possèdent même une alarme audible qui permet de prévenir le praticien lorsque la valeur limite du Torque de l'instrument est atteinte et lorsque le moteur se met en rotation antihoraire pour désengager l'instrument.

#### (3) Les parois du canal

Les parois jouent un rôle capital dans le phénomène de vissage. Des parois étroites auront tendance à serrer l'instrument et appliqueront sur ce dernier une résistance plus importante. Le choix d'un instrument d'un calibre trop important peut entraîner une fracture. Le praticien devra sélectionner l'instrument adéquat en fonction de la difficulté du canal.

#### (4) Le praticien

Il est évident que l'action du praticien intervient dans ce phénomène puisqu'il contrôle le dispositif. Sa responsabilité n'intervient que dans la préparation du traitement. En effet le praticien doit sélectionner le dispositif adéquat pour travailler, puis la séquence idéale adaptée au cas, et régler en conséquence le Torque limite de l'instrument pour prévenir le risque de fracture. Ensuite le praticien doit guider l'instrument et le laisser évoluer dans le canal sans le forcer dans sa progression. Il doit aussi penser à nettoyer régulièrement l'instrument pour éviter ce phénomène de gaine.

### 3. Le phénomène de Torque

#### a) Définition

L'effet de Torque correspond à la tendance d'une force à changer le mouvement rotatif d'un corps. Dans le cadre des limes endodontiques, il correspond à l'influence des forces des parois canalaires sur les forces de rotation de la lime NiTi. L'effet de Torque correspond à l'association de la force et de la distance, il est donc exprimé dans le Système International en Newton mètre ou Nm. La valeur de ce Torque est spécifique à chaque type d'instruments.

Lorsque la valeur limite du Torque est atteinte, l'instrument a atteint sa limite de solidité et risque la rupture. Dès que cette force est dépassée, l'instrument casse. Cela correspond à la fracture de la lime endodontique.

L'effet de Torque est l'un des responsables de la fracture instrumentale. Bien le maîtriser permet de mieux prévenir l'incident.

#### b) Les forces exercées sur l'instrument

Lors de son insertion dans le canal et tout au long de son travail, l'instrument est soumis à plusieurs forces. Le bon équilibre de celles-ci conditionne l'efficacité de la lime. Mais lorsque cet équilibre est rompu, la lime n'est plus efficace. Soit l'instrument perd de son efficacité et ne remplit plus son rôle, comme lorsqu'il perd le contact avec la paroi canalaire, soit les contraintes qui s'exercent sur l'instrument sont beaucoup trop importantes, il atteint donc sa limite de rupture et casse.

Trois forces sont appliquées à l'instrument avec pour chacune d'entre elle trois orientations différentes :

- la force liée à la rotation de l'instrument dans le canal,
- la force de pression transmise à l'instrument par le praticien,
- la force de résistance des parois canalaires due à la progression de l'instrument.

#### (1) La rotation de l'instrument

Le traitement endodontique par rotation continue implique une rotation de 360° de l'instrument sans interruption. L'instrument est engagé dans le canal dans le sens horaire et conserve cette rotation toute la durée de son utilisation. Cette rotation est transmise par l'intermédiaire du moteur et du contre-angle.

## (2) La résistance des parois canalaires

La progression de l'instrument dans le canal est ralentie par les parois canalaires. La lime s'appuie sur ces parois pour les nettoyer et les évaser. L'action de coupe de l'instrument est contrebalancée par les forces développées par la résistance des parois.

## (3) La pression exercée sur l'instrument

La dernière force concerne la pression exercée par le praticien sur le dispositif de rotation continue. Elle est transmise par conséquent à l'instrument. Cette force permet certes la pénétration et la progression de l'instrument dans le canal, mais les limes NiTi développées aujourd'hui ne demandent qu'une faible pression pour être efficaces. Parfois même le chirurgien-dentiste doit retenir l'instrument plus que le pousser. Pour autant, l'application d'une pression légère reste nécessaire pour permettre à l'instrument de progresser.

Ces trois forces font intervenir différents paramètres comme le moteur utilisé, le canal préparé et l'opérateur. Ces trois variables conditionnent l'apparition de la fracture.

### *c) La combinaison de ces forces*

La préparation canalaire soumet les instruments endodontiques à des forces combinées. La force de flexion associe les forces de traction et de compression réciproques dans les courbures. La force de torsion apparaît lors d'éventuels blocages de l'instrument ou de sa pointe lorsque la pression apicale exercée par l'opérateur est excessive. On distingue alors deux types de fracture :

- la fracture par flexion occasionnée par la fatigue de l'instrument,
- la fracture par torsion occasionnée par le blocage de l'instrument.

## (1) La flexion

La flexion est définie mécaniquement comme la déformation d'un solide soumis à des forces transversales (*définition Le petit Larousse illustré 2004*). Elle peut être naturellement étendue à l'endodontie par la courbure des instruments sous l'action des forces exercées par les parois canalaires.

Ce phénomène de fracture par flexion est entraîné par le « work-hardening » qui se traduit par la fatigue du métal et une fracture. L'instrument est en rotation libre dans un canal courbe. Il se fléchit dans cette courbure jusqu'à atteindre son point de flexion maximal. Lorsque ce point est dépassé, l'instrument se fracture.

Cette fracture intègre la notion d'anatomie canalaire. La fracture en flexion dépend de la courbure du canal préparé. Le praticien doit repérer et anticiper une difficulté canalaire avant de préparer un canal. Les contraintes de flexion sont liées à l'anatomie canalaire et le praticien ne peut les modifier. Cependant il peut prévoir cette difficulté et donc son impact sur la flexion appliquée à l'instrument.

La flexibilité des instruments NiTi n'est plus à démontrer et leur résistance à ce type de fracture est importante. Cette flexibilité n'empêche pas la fracture pour autant. Il a été démontré que la résistance à la flexion de l'instrument est différente selon sa géométrie (le dessin, la section, le pas, etc...) et selon son calibre. Des systèmes de rotation continue différents n'auront pas la même résistance à la fracture, mais il est important de signaler que des instruments d'un même système seront également très différents.

## (2) La torsion

La torsion est définie comme la déformation subie par un corps sous l'action de deux couples opposés agissant dans des plans parallèles, chaque section du corps subissant une rotation par rapport à la section infiniment voisine (*définition Le petit Larousse illustré 2004*).

Ce phénomène de fracture par torsion est soumis à l'effet « taper-lock ». Cet effet survient lorsque des instruments se retrouvent engagés dans un canal (*BERUTTI et coll., 2004, J. Endod.*) La rupture en torsion apparaît quand la pointe ou toute autre partie de l'instrument se verrouille dans le canal alors que le moteur continue sa rotation. Les trois stades du comportement physique du métal vont apparaître. La limite élastique du métal est dépassée, l'instrument subit une déformation plastique puis la rupture survient. Il est utile de préciser que la limite entre la déformation élastique et la déformation plastique dans l'alliage métallique Nickel Titane est très faible.

Dans ce type de fracture, le praticien peut contrôler le moment de torsion de l'instrument. En effet ce moment de torsion se produit lorsque l'instrument se bloque dans le canal. Selon les valeurs indiquées pour chaque instrument, le praticien peut adapter les forces appliquées.

Le Torque ou moment de torsion diffère selon le système utilisé. Certaines études ont montré que des instruments à conicité variable sur leur partie active minorent le risque de fracture par torsion. D'autres études ont prouvé que le moment de torsion augmente avec leur diamètre et diminue selon leur usure. Par conséquent un instrument de gros diamètre est plus résistant, mais son usure diminue cette résistance.

L'étude de BLUM et coll. a évalué le quotient de sécurité des instruments du système ProTaper®. Cette étude permet d'analyser les forces verticales et les valeurs du Torque développées pendant la préparation canalaire de dents extraites grâce à l'Endographe. Les données recueillies sont utilisées pour calculer le quotient de sécurité SQ (Safety Quotient) proposé par McSpadden.

La formule du SQ est définie comme le Torque nécessaire à la rupture d'un instrument au niveau de D3 (à 3 millimètres de la pointe de l'instrument) divisé par le Torque nécessaire pour couper la dentine. Par conséquent, pour un instrument dont la valeur du Torque efficace est haute et la valeur du Torque de fracture est faible, son rapport est inférieur à 1. Donc un instrument dont le rapport est inférieur ou égal à 1 est un instrument qui présente de grands risques de fractures. En revanche, un

rapport supérieur à 1 définit l'instrument comme cliniquement efficace avec un risque de fracture faible.

L'Endographe est le seul dispositif d'analyses de forces équipé de la mesure, de l'enregistrement et de la création d'un graphique des forces verticales et des valeurs de Torque exercées durant la préparation canalaire. Chaque traitement est réalisé par des endodontistes sur des racines avec des canaux étroits, larges ou des racines coupées en deux. Le système utilisé est le ProTaper®. Les recommandations d'utilisation de ce système fournies par le fabricant sont respectées lors de l'étude.

Pour les canaux étroits, les valeurs de forces verticales (en gramme ou g) et de Torque (en gramme-centimètre ou g.cm) varient de :

- $80 \pm 20$  g (SX) à  $232 \pm 60$  g (F2) pour les forces verticales,
- $80 \pm 24$  g.cm (F1) à  $150 \pm 45$  g.cm (S2) pour les valeurs de Torque.

Pour les canaux larges, ces valeurs exprimées dans les mêmes mesures varient de :

- $80 \pm 20$  g (SX) à  $340 \pm 20$  g (F2) pour les forces verticales,
- $31 \pm 9$  g.cm (S2) à  $96 \pm 35$  g.cm (SX) pour les valeurs de Torque.

Le SQ s'échelonne entre 0,93 et 7,95 pour les canaux étroits, et entre 1,58 et 14,50 pour les canaux larges. Le SQ fournit des valeurs indicatives pour savoir si l'instrument a tendance à fracturer ou s'il travaille efficacement dans le canal en toute sécurité. Cependant, même si cette formule fournit des informations pratiques, elle n'apporte qu'une comparaison entre les fractures dues au phénomène de Torque avec le Torque maximal utile au travail de l'instrument, en insistant sur le profil de coupe de l'instrument. La formule mathématique ne prend pas en compte plusieurs autres facteurs comme la concentration des forces, la façon dont l'instrument est utilisé ou l'usure des instruments.

Un protocole précis de préparation canalaire doit insister sur l'utilisation de petites limes manuelles en acier, afin de créer ou vérifier que toutes les portions du canal radiculaire sont suffisamment ouvertes pour l'instrumentation rotative. Quand la forme du canal est enregistrée comme reproductible, douce et régulière, il existe un espace de sécurité suffisant pour guider la partie terminale la plus flexible de l'instrument NiTi.

L'Endographe fournit une approche innovante dans l'analyse des préparations mécaniques et suggère que les Shaping files ProTaper® sont plus efficaces avec des forces latérales pour diminuer le phénomène de vissage coronaire. Les Finishing files ProTaper® doivent être utilisées avec une pénétration lente et introduites dans un canal de forme douce, régulière et reproductible. Une fois que l'ensemble de la longueur du canal a été sécurisé, le nombre d'instruments, la durée d'utilisation de chaque instrument et le temps total de préparation pour mettre en forme une région précise du canal sont réduits.

Il apparaît clairement que le phénomène de la fracture instrumentale est complexe, multifactoriel, et qu'il fait intervenir des paramètres combinés et hybrides (GAMBARINI, 2001, *J. Endod.*) comme :

- l'instrument selon sa section, sa conicité ou son diamètre,
- le dispositif de rotation continue selon le Torque délivré,
- le praticien par sa capacité à détecter un canal délicat,



- la dent selon son anatomie canalaire.

On obtient donc pour un même incident l'association d'une multitude de causes possibles.

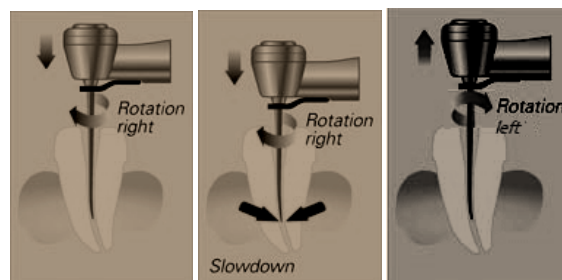
#### d) *Les systèmes Auto-Torque Reverse*

La notion du Torque des moteurs entraînant l'instrument endodontique en Nickel Titane a souvent été évoquée comme l'un des principaux facteurs de fracture instrumentale.

Le concept des moteurs à haut Torque est aujourd'hui dépassé. Il a été démontré que ces moteurs dépassent souvent le Torque spécifique à chaque instrument et augmentent le risque de rupture instrumentale. Ils entraînent donc de nombreuses fautes iatrogènes. Ces expériences ont également démontré que l'utilisation de moteurs à faible Torque augmente la résistance à la fracture des instruments Nickel Titane (GAMBARINI, 2001, *J. Endod.*).

Le concept du moteur à faible Torque ou à Torque contrôlé induit un arrêt de la rotation de l'instrument lorsqu'une contrainte de torsion, égale ou supérieure à sa valeur limite de Torque, lui est soumise (YARED et KULKARNI, 2004, *Oral Surg., Oral Med., Oral Pathol., Oral Radiol. and Endod.*). Tous les moteurs de rotation continue classiques ou sans fil sont aujourd'hui équipés d'un dispositif auto Torque Reverse.

L'intérêt de ce dispositif réside dans le contrôle du phénomène de Torque spécifique à chaque instrument. En effet la pré-programmation des valeurs de chaque système de rotation continue en Nickel Titane enregistrées dans les microprocesseurs des moteurs permet à ceux-ci d'anticiper la survenue de cette valeur limite de Torque. Par conséquent leur fonctionnement reste identique. Il consiste à stopper la rotation horaire de l'instrument donc du moteur et à démarrer une rotation antihoraire très lente pour désengager l'instrument du canal, évitant ainsi la fracture par torsion. Certains moteurs, comme l'Endo Mate TC2 de chez NSK, disposent également d'une alarme audible lorsque le moteur change de rotation. Ce changement de rotation correspond à l'atteinte de la valeur limite de Torque supportée par l'instrument.



Schémas du principe Auto Torque Reverse

La nécessité de connaître avec précision les valeurs de Torque supportées par le système utilisé est indispensable pour le praticien. Bien que ces valeurs soient préprogrammées, elles correspondent à des valeurs moyennes. L'effet de Torque n'est qu'un paramètre parmi ceux responsables de la fracture, et l'anatomie canalaire tient une grande place, tout comme la fatigue de l'instrument. Le moteur peut être reprogrammé pour s'adapter au système de rotation continue.

L'utilité des moteurs classiques ou sans fil est indéniable. Ils combinent le confort à la sécurité dans une certaine limite. Mais leur encombrement ou leur manque de puissance et de constance de vitesse peut être déroutant. Aussi, des contre-angles ont été étudiés pour s'adapter à l'unité centrale du fauteuil directement sur le moteur de rotation.

## B. Les contre-angles

Outre les contre-angles adaptables sur les moteurs de rotation continue, il existe des contre-angles que le praticien peut brancher directement sur son unité centrale. Bien qu'ils soient commodes, ces contre-angles ne possèdent pas toutes les options disponibles sur les moteurs de rotation continue. Ils représentent néanmoins un coût d'achat, d'entretien et de frais bien inférieurs à l'investissement nécessaire pour acquérir un moteur de rotation continue.

### 1. Leurs mécanismes



*Coupe d'un contre-angle bague rouge*

Contrairement à la turbine dont la rotation est permise grâce à l'air comprimé et à des roulements à bille, le contre-angle fonctionne grâce à un système d'engrenages mécaniques. Ceci permet de jouer sur la transmission de la vitesse entre la base du contre-angle et sa tête.

Le contre-angle peut être divisé en trois parties :

- une base qui reçoit l'embout du moteur tournant à une vitesse déterminée,
- un corps qui contient les différents engrenages et transmissions,
- une tête qui donne la vitesse finale de rotation.

L'un des avantages du contre-angle réside dans sa forte transmission du couple. Ainsi n'y a-t-il que peu de perte de puissance lors du transfert du moteur au contre-angle.

L'action du contre-angle sur la vitesse est indiquée par une bague située à la base du matériel. Les contre-angles bague rouge et double bague rouge augmentent la vitesse d'entrée du moteur. En revanche, les contre-angles bague verte et double bague verte sont appelés des contre-angles réducteurs car ils réduisent la vitesse d'entrée du moteur. Ces bagues respectent la norme internationale ISO 7785-2:1995.

Lors du soin endodontique à l'aide d'instruments Nickel Titane, il est indispensable d'utiliser des contre-angles réducteurs comme les contre-angles double bague verte. Ceux-ci permettent d'avoir une vitesse de rotation faible et un Torque constant, limitant ainsi le risque de fracture de l'instrument.

Certains contre-angles ne possèdent pas de débrayage, ce qui signifie que lorsque l'instrument se verrouille dans le canal sans que le praticien s'en rende compte, le contre-angle continue de tourner. Cet inconvénient représente un risque important de fracture instrumentale par torsion.

Progressivement, les contre-angles ont adopté l'installation d'un dispositif miniaturisé de débrayage qui stoppe le contre-angle lorsque l'instrument se bloque dans le canal.

Pour sélectionner un Torque adapté, des bagues de contrôle sont installées sur le contre-angle. La position de ces bagues permet de faire varier le Torque en fonction du système d'instruments en Nickel Titane utilisé. Prenons l'exemple du contre-angle **NiTi Control de Dentsply-Maillefer** qui propose quatre niveaux de réglage du Torque allant de 0,7 à 4,5 N.cm. Cette plage de couple convient à tout système de rotation continue. La bague coulisse le long du manche du contre-angle pour sélectionner le niveau de Torque désiré.



*Illustration de la bague de réglage du contre-angle NiTi Control*

Un autre exemple concerne le **M Two Direct de Dentsply**. Ce contre-angle n'est destiné qu'à l'utilisation des limes endodontiques NiTi du système M Two. Il contient une bague à molette réglable qui permet de sélectionner huit programmes de couple différents selon l'instrument utilisé, c'est-à-dire en fonction de son calibre et de sa longueur.



*Illustration de la molette de contrôle du contre-angle M Two Direct*

Bien entendu, le réglage du couple est une innovation importante dans la prévention de la fracture instrumentale. Cette innovation n'est pas restée la seule dans le développement des contre-angles. En effet, qu'ils soient adaptés à l'unité centrale du fauteuil du praticien ou qu'ils soient intégrés à un moteur de rotation continue, ces contre-angles ont tous adopté la micro-tête.

La dernière innovation en terme de contre-angles ne concerne ni la vitesse de rotation ni le choix du Torque mais la visibilité offerte par une tête réduite. La vision dans l'art de la chirurgie dentaire est

primordiale. Lors d'un traitement endodontique, la proximité entre la tête du contre-angle et la dent diminue le champ de vision du praticien. Or un acte visualisé est un acte contrôlé. Pour limiter l'encombrement du dispositif lors de son utilisation en bouche, les fabricants ont développé des contre-angles dits « à micro-tête ». La tête du contre-angle devient une micro-tête mesurant 9,5 mm de hauteur.

Ainsi le champ visuel du praticien se dégage et permet une meilleure visualisation de la situation et du cas à traiter. L'augmentation de ce champ visuel n'est pas l'unique avantage. En effet cette micro-tête permet d'avoir un meilleur accès, notamment pour les dents postérieures.

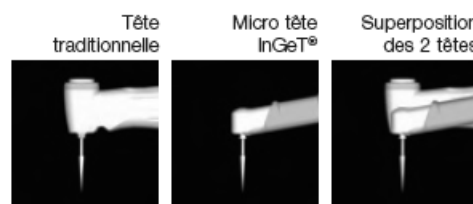
Le contre-angle InGeT® de Micro Mega™ associe une tête ultra réduite et des instruments endodontiques adaptés à cette tête. Ces instruments du système Revo-S® présentent un mandrin beaucoup plus court.



*Le contre-angle InGeT® de Micro Mega™*



*Les instruments Revo-S® InGeT® de Micro Mega™*



*Comparaison entre une tête traditionnelle et une micro tête (Exemple de l'InGeT®)*

## **2. La vitesse de rotation**

Les dispositifs de rotation continue présentent des vitesses de rotation différentes. La mesure à la sortie du moteur sera différente de celle à la sortie du contre-angle. Qu'il soit connecté à un moteur de rotation continue, à un fauteuil pneumatique ou à un fauteuil électrique, le contre-angle doit avoir un rapport de réduction adapté, nécessaire à l'utilisation optimale des instruments

endodontiques. Ainsi la vitesse à la sortie du contre-angle est constante et adaptée aux limes NiTi utilisées.

### ***a) Les différents rapports réducteurs des contre-angles de rotation continue***

Comme expliqué précédemment, le rapport réducteur conditionne la vitesse de rotation au niveau de la tête du contre-angle et donc la vitesse de rotation de l'instrument.

Lorsque le praticien dispose d'un fauteuil pneumatique, c'est-à-dire d'un fauteuil où l'unité est sous contrôle pneumatique, le contre-angle nécessaire a un rapport de 64:1. Le moteur du fauteuil pneumatique fournissant au maximum 20 000 tr.min<sup>-1</sup> amène, avec ce contre-angle, une vitesse de 312,5 tr.min<sup>-1</sup> maximum en sortie.

Les contre-angles qui s'adaptent sur les moteurs de rotation continue présentent des rapports différents. En règle générale, la vitesse et le Torque se règlent directement sur l'unité de contrôle des moteurs de rotation continue classiques. Pourtant les rapports de réduction des contre-angles diffèrent selon les marques. Ils s'échelonnent entre un rapport de 1:1, 2:1 et 6:1.

Les moteurs de rotation sans fil présentent des contre-angles spécifiques qui s'adaptent sur le moteur portable du dispositif. Cette fois-ci le rapport réducteur est légèrement supérieur à celui des moteurs classiques. Cette augmentation nécessaire du rapport s'explique par la gestion plus délicate de la puissance fournie par ces moteurs. Toujours selon la formule de la puissance, en sachant que ces moteurs fournissent une vitesse moins importante, le Torque compense cette perte. Par conséquent il augmente. Afin d'éviter un Torque trop important et d'augmenter les risques de fracture instrumentale, il est indispensable de le diminuer en sortie. Ce rapport est de 10:1, 16:1 ou 20:1 selon le moteur.

Enfin les contre-angles adaptables directement au fauteuil électrique sont soumis à des vitesses importantes de l'ordre de 40 000 tr.min<sup>-1</sup>. Par conséquent pour réduire la vitesse de 40 000 tr.min<sup>-1</sup> à 600 tr.min<sup>-1</sup>, leur pouvoir réducteur doit être très élevé. Ce dernier varie entre 50:1 et 128:1 selon le modèle.

Les contre-angles adaptables possèdent les pouvoirs réducteurs les plus forts car ils sont soumis à une vitesse d'entrée très importante et doivent la réduire pour ne pas dépasser les limites acceptées par l'instrument. On peut constater qu'un instrument ne peut pas être utilisé avec n'importe lequel des contre-angles. Avant d'investir dans un système de rotation continue en Nickel Titane ou dans un contre-angle, il est indispensable de vérifier leur compatibilité. En effet chaque système de rotation continue possède sa propre vitesse de rotation. Cette vitesse représente une limite à ne pas dépasser.

### ***b) Une vitesse adaptée aux instruments***

Plusieurs études ont été menées afin d'évaluer l'influence de la vitesse de rotation sur le taux de distorsion et de fracture des instruments endodontiques en Nickel Titane. La vitesse préconisée par

les fabricants constitue une aide supplémentaire. En effet, la corrélation entre l'augmentation de la vitesse et la majoration des distorsions ou fractures s'explique par le contact entre la lime et les parois canalaire. Ce contact peut entraîner suffisamment de stress pour provoquer la fracture instrumentale. Le fait d'augmenter la vitesse revient à aggraver ces frottements. Les instruments se fracturent par conséquent plus vite quand ils sont utilisés à des vitesses élevées.

GABEL et coll. ont démontré en 1999 sur des instruments Profile® que les déformations plastiques et/ou ruptures ont quatre fois plus de risques de survenir à la vitesse de 333 tr.min<sup>-1</sup> qu'à celle de 166 tr.min<sup>-1</sup> (GABEL et coll., J. Endod., 1999).

En 2000, une étude menée par D.B. DIETZ avec des instruments Profile® démontre que l'utilisation des instruments de rotation continue à des vitesses faibles diminue sensiblement le risque de fracture de l'instrument (DIETZ et coll., J. Endod., 2000).

D'autres études comme celles menées par ZELADA et coll. en 2002 et par UEI-MING et coll. en 2002 vont dans le même sens que les études citées précédemment en incluant une corrélation entre l'augmentation de la vitesse et la majoration des distorsions ou fractures.

Pourtant une étude ultérieure indique qu'utiliser les limes selon la vitesse recommandée par le fabricant permet de doubler son efficacité en termes de durée de préparation et aussi de diviser par 2 le taux de déformation (DAUGHERTY et coll., J. Endod., 2001).

On peut donc supposer que la vitesse de rotation des limes endodontiques en NiTi dépend d'un compromis à trouver entre l'efficacité de coupe et le risque de fractures. Il faut donc privilégier le premier et minimiser le second.

Propriétés	Vitesse de rotation
Systèmes	
Hero Shaper®	300-600 tr.min <sup>-1</sup> maximum
Pro Taper®	150 à 350 tr.min <sup>-1</sup> maximum
RaCe®	300 à 600 tr.min <sup>-1</sup> maximum
G.T. Rotary files®	150, 300 ou 500 tr.min <sup>-1</sup> selon l'instrument utilisé
Revo-S®	250 à 400 tr.min <sup>-1</sup>
M Two®	150 à 350 tr.min <sup>-1</sup>

Ce tableau rappelle les différentes vitesses maximales tolérées par les instruments. Lorsque ces vitesses sont dépassées, le risque de fracture est augmenté et l'efficacité de coupe est diminuée.

La société Sirona édite une « Torque Card ». Ce dépliant sert de guide à l'utilisation de son contre-angle adaptable, le SIRONiTi. Ce contre-angle est équipé d'une molette de contrôle du Torque selon cinq niveaux. Le dépliant regroupe tous les systèmes de rotation continue sur le marché avec les vitesses de rotation conseillées par le fabricant pour chacun d'entre eux. Sirona associe à ces systèmes le niveau de Torque à appliquer au contre-angle pour travailler en toute sécurité. Ce dépliant permet de gérer deux points rouges de la rotation continue que sont la vitesse de rotation et le Torque.

## C. L'instrument Nickel Titane

L'apparition des alliages en Nickel-Titane au sein de la dentisterie, et plus particulièrement dans le cadre du soin endodontique, a permis une réelle évolution du traitement canalaire. Longtemps utilisés, les broches, limes et racleurs représentaient les seuls dispositifs aptes à la préparation canalaire. Le praticien devait s'en contenter. Puis l'arrivée sur le marché dans les années 80 de l'alliage Nitinol et son extension aux soins dentaires ont créé une véritable révolution. L'apparition de l'assistance mécanisée a encore accéléré la progression.

### 1. L'alliage Nickel Titane

L'alliage Nickel Titane est caractérisé par l'association de deux métaux aux propriétés spécifiques : le Nickel et le Titane. Certains systèmes associent d'autres composés à cet alliage, mais les proportions exactes utilisées par les fabricants restent secrètes.

#### a) Sa découverte

Le mérite de la découverte de l'alliage revient aux américains. En effet, les études réalisées par la marine américaine ont permis l'apparition d'un alliage spécifique : le Nitinol. En 1962 Buehler et Wiley du Naval Ordnance Laboratory découvrent un effet mémoire de forme dans un alliage intermétallique de Nickel-Titane. Le nom Nitinol apparait : **N**ickel **T**itane **N**aval **O**rdnance **L**aboratory.

#### b) Sa composition

##### (1) Le nickel

Le nickel est un élément métallique dont le symbole est Ni. Ce matériau est un métal d'un blanc grisâtre, très résistant et ductile (*définition Le petit Larousse illustré 2004*).

La ductilité désigne la capacité d'un matériau à se déformer plastiquement sans se rompre. La rupture se fait lorsqu'un défaut (fissure ou cavité), induit par la déformation plastique, devient critique et se propage. La ductilité est donc l'aptitude qu'a un matériau à résister à cette propagation. S'il y résiste bien, il est dit ductile, sinon il est dit fragile.

Il fait partie des éléments du groupe 10 et de la période 4 dans le tableau périodique de Mendeleiev. Son numéro atomique est 28. Le numéro atomique Z d'un élément chimique correspond au nombre de protons que contient l'atome. Ici Z=28 protons. Sa masse atomique correspond à 58,71. Le nickel

a une température de fusion d'environ 1453 °C (degrés Celsius) et une température d'ébullition de 2913 °C. Sa masse volumique est de 8,9 g.cm<sup>-3</sup>.

## (2) Le titane

Le titane est un élément métallique dont le symbole est Ti. Ce matériau est un métal d'aspect blanc métallique, léger, résistant aux contraintes physiques et à la corrosion. Le titane est principalement utilisé dans les alliages pour ses propriétés de légèreté, de résistance à la corrosion, de biocompatibilité et de ductilité. Le phénomène de corrosion correspond à l'action ou l'effet des substances corrosives ou d'un milieu corrosif. La corrosion altère le matériau par transformation chimique ou physico-chimique.

Le titane fait parti du groupe 4 et appartient à la même période que le Nickel, la période 4 du tableau périodique des éléments chimiques.

Son numéro atomique est 22 donc son nombre de protons  $Z=22$ . Sa masse atomique correspond à 47,88. Le Titane a une température de fusion d'environ 1660 °C et une température d'ébullition de 3287 °C. Rappelons que la température de fusion correspond à la température nécessaire pour faire fondre le matériau et que la température d'ébullition correspond à la température nécessaire pour que le matériau bout. Sa masse volumique est de 4,54 g.cm<sup>-3</sup>.

## (3) La création de l'alliage

### (a) Définition

Un alliage est un produit de caractère métallique résultant de l'incorporation d'un ou de plusieurs éléments, métalliques ou non, à un métal (*définition Le petit Larousse illustré 2004*).

Un métal pur a des caractéristiques mécaniques relativement faibles. Le fait d'ajouter d'autres éléments permet de « durcir » c'est-à-dire d'augmenter ses caractéristiques mécaniques. Ces ajouts permettent également de modifier les caractéristiques chimiques des métaux, en particulier leur comportement à la corrosion, ou d'améliorer d'autres caractéristiques.

Le métal principal, la plus importante partie du mélange, est appelé « métal de base » ou « base ». Les éléments ajoutés volontairement sont appelés « éléments d'alliage » ou « d'addition » et les éléments non désirés sont appelés impuretés.

Les éléments d'alliages sont le plus souvent des métaux, mais peuvent également être d'autres éléments chimiques : le carbone dans l'acier ou la fonte, le silicium dans l'aluminium, etc...

L'alliage Nickel Titane constitue donc une combinaison du Nickel et du Titane en majorant les caractéristiques mécaniques et chimiques des deux matériaux.



(b) *Pourcentage et procédé de fabrication*

La plupart des alliages de nickel-titane contiennent le même nombre d'atomes de nickel et de titane. Des différences de moins de 1 % ou la présence de contaminants comme le fer ou l'oxygène changent radicalement les propriétés recherchées. Pour être efficace, l'alliage doit être composé de métaux à 99,99 % pur, donc un taux d'impuretés inférieur à 0,01 %. L'alliage est constitué en termes de poids à 56 % de nickel et à 44 % de titane. Cependant, ces proportions varient selon les fabricants et leur véritable pourcentage ainsi que les différents compléments d'autres éléments métalliques ne sont pas communiqués. Par conséquent, l'alliage Nitinol est considéré comme un alliage binaire équiatomique, c'est-à-dire constitué de deux éléments dont les proportions atomiques de nickel et de titane ont un rapport de 1:1. Son pourcentage d'impuretés est inférieur à 1 %.

Seule une poignée de firmes a la possibilité de concevoir l'alliage Nickel-Titane. Ces firmes possèdent le monopole du Nitinol. La firme Memometal est basée en France, dans de nouveaux locaux depuis 2001, près de Rennes sur le site de Ker Lann. Cette firme est spécialisée dans la fourniture d'implants médicaux notamment pour la chirurgie de la main et du pied. Quant à la firme Memry, ses usines sont implantées en Californie. Un autre exemple dans notre région concerne la société Nimesis installée à Metz qui se perfectionne dans la conception et le commerce de l'alliage Nickel-Titane.

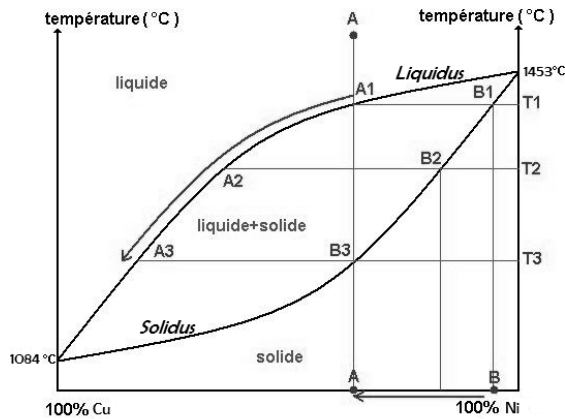
Le procédé de fabrication de l'alliage Nickel-Titane suit principalement le même procédé que tout autre alliage métallique. Rappelons que l'alliage Nitinol est un alliage métallique binaire, autrement dit composé de deux éléments métalliques.

Il est avant tout primordial d'établir les pourcentages nécessaires à la conception de l'alliage en l'occurrence du Nickel et du Titane. En effet, une variation, ne serait-ce que d'1% de la concentration en Nickel ou en Titane nécessaire à la fusion, peut entraîner de grandes modifications de la température de fusion de l'alliage de l'ordre de 100 °C.

Pour une fusion métallique classique, la température de fusion du métal qui est la plus élevée doit être impérativement atteinte pour obtenir la liquéfaction des deux métaux. Dans le cadre de l'alliage Nickel-Titane, le Nickel a une température de fusion de 1453 °C contre 1660 °C pour le Titane. Et pourtant la fusion de cet alliage ne nécessite pas une température aussi élevée.

Il est possible de représenter l'état de phase d'un alliage binaire, donc constitué de deux éléments A et B, sur un diagramme à deux dimensions où apparaissent deux courbes donnant respectivement les teneurs en B du solide et du liquide en fonction de la température. Ces deux courbes appelées liquidus et solidus constituent le diagramme d'équilibre du système A-B.

Prenons comme exemple un alliage Cuivre-Nickel, binaire, à x % de nickel liquide à haute température. Sa courbe reste invariable lorsque le métal refroidit (flèche A<sub>1</sub>-A<sub>3</sub>). Le parallèle à l'axe des températures rencontre la courbe liquidus en A<sub>1</sub>. Il apparaît sur la courbe solidus en B<sub>1</sub> une phase solide dont la teneur en nickel est donnée par le point B pour la température donnée T<sub>1</sub>. Cette phase solide (point B<sub>3</sub>) est plus riche en nickel que la phase liquide (point A<sub>3</sub>). L'écart de phase entre la teneur de nickel et la teneur de cuivre se confirme au fur et à mesure du refroidissement. Le solide qui se dépose est de plus en plus riche en cuivre au fur et à mesure que le nickel se fait plus rare (flèche B-A). Sa composition décrit la courbe de solidus jusqu'en B<sub>3</sub>. En A, le solide récupère la composition de l'alliage total et la phase liquide a disparu.



*Diagramme de phase de l'alliage Nickel-Cuivre*

En revanche une température trop élevée qui atteindrait la température d'ébullition d'un des métaux empêcherait la création d'un mélange homogène. Le liquide qui entrerait en ébullition passerait en phase gazeuse.

La production de l'alliage Nickel-Titane n'est pourtant pas aussi simple et ne se résume pas à mettre en place deux éléments tout simplement dans un four à haute température.

En effet, l'alliage Nitinol nécessite en plus d'une surveillance constante de sa température qui ne doit pas dépasser 1450 °C, une fusion sous vide. Cet impératif est dû à la présence du Titane dans des proportions proches de 50 %. Plusieurs dispositifs sont mis en place pour permettre cette fusion sous vide.

Le VIM pour Vacuum Induction Melting consiste à réaliser une fusion par induction sous vide et le VAR ou Vacuum Consumable Arc melting permet de réaliser une fusion à l'arc. Ces deux dispositifs sont les plus répandus dans la fabrication de l'alliage.

Le VIM utilise des coffrages en oxyde de calcium ou en graphite car ils dénaturent moins le Nitinol tandis que d'autres, en alumine ou en magnésite, vont y injecter de l'oxygène. Le coffrage en graphite apporte pourtant des carbures dans la constitution de l'alliage, mais cet apport peut être contrôlé et évolue entre 200 et 550 ppm ou Partie Par Million et la température est maîtrisée à plus ou moins 5 °C.

Le processus VAR consiste à liquéfier des échantillons de Nitinol qui sont ensuite solidifiés dans des moules en cuivre remplis d'eau. Ceci permet d'obtenir un alliage Nickel-Titane proche de la pureté parfaite puisqu'il contient moins de 200 ppm de carbure. Mais ce processus ne peut être mis en place que pour de petites quantités d'alliage. De plus, l'homogénéité obtenue quasiment instantanément avec le processus VIM nécessite plusieurs renouvellements de l'opération avec le VAR pour obtenir la même homogénéité.

Le mélange obtenu liquide est ainsi refroidi pour obtenir une phase solide. Cette phase solide sera ensuite façonnée en lingots, en feuilles ou majoritairement en fils.

Aujourd'hui, une double fusion par le processus VIM suivie d'une dernière fusion par le processus VAR obtiennent de bons résultats et permettent la réalisation d'un lingot de Nitinol de 1 000 kg et de 35,5 cm de diamètre.

Suite à la fusion, le travail à chaud du Nitinol s'exécute à des températures très élevées de l'ordre de 800 °C pour briser ses structures de coulée et améliorer ses propriétés mécaniques. Durant cette période se forme en surface une couche d'oxyde. L'alliage est ensuite travaillé à froid pour lui donner la forme finale désirée.

Le Nitinol à l'état « Cold work » ou travail froid est soumis à un écrouissage. L'écrouissage est défini comme le travail d'un métal ou d'un alliage à une température inférieure à sa température de recuit et au-delà de sa limite d'élasticité, afin d'augmenter sa résistance à la déformation (*Le Petit Larousse illustré 2004*).

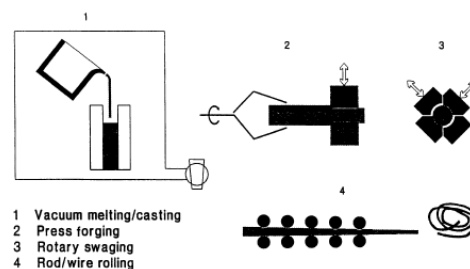
Le taux d'écrouissage que le matériau a subi avant le traitement thermique de recuit conditionne la résistance mécanique maximale (ultimate strength) de ce dernier.

Il est pourtant nécessaire de recuire de temps en temps l'alliage à des températures de 600-800°C pour lui donner sa réelle forme définitive.

Une fois que le Nitinol est mis en forme et recuit, il acquiert des propriétés de superélasticité ou d'effet mémoire.

Enfin, le traitement thermique du Nitinol permet de réduire progressivement sa température tout en conservant sa forme.

Suite à son écrouissage et à son traitement thermique final, l'alliage NiTi est souvent livré avec une surface oxydée présentant des couleurs différentes : ambre clair, bleu ou noir.



#### *Diagramme récapitulatif du procédé de fabrication de l'alliage Nickel-Titane*

En résumé, quatre étapes successives sont nécessaires à la fabrication de l'alliage Nickel-Titane : double fusion sous vide par VIM, fusion à l'arc par VAR, travail à chaud et travail à froid pour la mise en forme.

Le Nitinol peut être soumis secondairement à un traitement de surface. Le fabricant prépare l'état de surface de l'alliage selon différents traitements comme le polissage mécanique, le polissage chimique, le sablage ou l'électropolissage. L'état de surface des limes M Two® est par exemple poli grâce à un électropolissage. Ce processus crée une couche particulièrement douce et uniforme d'oxyde qui améliore la biocompatibilité et réduit la corrosion.

L'inconvénient de l'alliage Nitinol obtenu concerne son usinage. En effet, l'alliage Nickel-Titane est très dur et nécessite un usinage à l'aide d'outils carbure, seuls dispositifs capables de modeler l'alliage. Les procédés d'usinage réalisés par le fabricant sont multiples. Ils seront décrits dans une partie ultérieure.

Suite au procédé de fusion, le Nickel et le Titane ont formé une phase liquide qui après solidification donne l'alliage Nitinol. Par analogie avec une solution liquide, cet alliage est une solution solide. Elle est dite homogène grâce à la capacité des deux éléments de bien s'intégrer l'un à l'autre. C'est une synergie de leurs propriétés.

### *c) Sa cristallographie*

Les éléments chimiques Nickel et Titane possèdent une cristallographie propre qui leur permet de s'associer l'un à l'autre grâce à des liaisons moléculaires de forte intensité. Les éléments chimiques ont été répertoriés dans une classification selon la saturation de leur couche électronique et par conséquent selon leurs propriétés. Cette classification correspond au Tableau Périodique de Mendeleiev.

# Periodic Table

1 (IA)		2 (IIA)		3 (IIIB)		4 (IVB)		5 (VB)		6 (VIB)		7 (VIIB)		8 (VIII)		9 (VIIIB)		10 (VIII)		11 (IB)		12 (IIB)		13 (IIIA)		14 (IVA)		15 (VA)		16 (VIA)		17 (VIIA)		18 (VIIIA)																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																											
Group	Element	M.P.	B.P.	C.P.	Abundance	Group	Element	M.P.	B.P.	C.P.	Abundance	Group	Element	M.P.	B.P.	C.P.	Abundance	Group	Element	M.P.	B.P.	C.P.	Abundance	Group	Element	M.P.	B.P.	C.P.	Abundance	Group	Element	M.P.	B.P.	C.P.	Abundance	Group	Element	M.P.	B.P.	C.P.	Abundance																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																				
1	H <sub>1</sub>	0	-252.87	-252.87	1.00794	2	He <sub>2</sub>	0	-273.15	-273.15	4.002602	3	Li <sub>3</sub>	180.5	1342	1342	6.941	4	Be <sub>4</sub>	2875	2970	2970	9.012182	5	B <sub>5</sub>	2370	2776	2776	10.811	6	C <sub>6</sub>	3550	4600	4600	12.0107	7	N <sub>7</sub>	63	-195.8	-195.8	14.006434	8	O <sub>8</sub>	31	-182.96	-182.96	15.9994	9	F <sub>9</sub>	253	-188.1	-188.1	18.9984032	10	Ne <sub>10</sub>	24	-248.6	-248.6	20.1797	11	Na <sub>11</sub>	97.8	883	883	22.989769	12	Mg <sub>12</sub>	908	1363	1363	24.304	13	Al <sub>13</sub>	933	2487	2487	26.981538	14	Si <sub>14</sub>	1414	2355	2355	28.0855	15	P <sub>15</sub>	44	-182.22	-182.22	30.973761	16	S <sub>16</sub>	115	444.7	444.7	32.064	17	Cl <sub>17</sub>	172	-34.04	-34.04	35.453	18	Ar <sub>18</sub>	84	-185.9	-185.9	39.948	19	K <sub>19</sub>	336	1043	1043	39.0983	20	Ca <sub>20</sub>	842	1485	1485	40.078	21	Sc <sub>21</sub>	1535	2835	2835	44.955910	22	Ti <sub>22</sub>	1364	2536	2536	47.88	23	V <sub>23</sub>	1910	3350	3350	50.9415	24	Cr <sub>24</sub>	2135	2640	2640	51.9961	25	Mn <sub>25</sub>	1519	2180	2180	54.938049	26	Fe <sub>26</sub>	1538	2795	2795	55.845	27	Co <sub>27</sub>	1495	2700	2700	58.933200	28	Ni <sub>28</sub>	1455	2730	2730	58.6934	29	Cu <sub>29</sub>	1083	2567	2567	63.546	30	Zn <sub>30</sub>	925	2204	2204	65.39	31	Ga <sub>31</sub>	29.7	2403	2403	69.723	32	Ge <sub>32</sub>	1212	2813	2813	72.64	33	As <sub>33</sub>	361	611	611	74.92160	34	Se <sub>34</sub>	221	444.7	444.7	78.96	35	Br <sub>35</sub>	265.8	-7.2	-7.2	79.904	36	Kr <sub>36</sub>	120	-153.3	-153.3	83.80	37	Rb <sub>37</sub>	39	-76.3	-76.3	85.468	38	Sr <sub>38</sub>	1629	2870	2870	87.62	39	Y <sub>39</sub>	1535	2835	2835	88.90585	40	Zr <sub>40</sub>	2035	2640	2640	91.224	41	Nb <sub>41</sub>	2750	2550	2550	92.90638	42	Mo <sub>42</sub>	2623	2623	95.94	43	Tc <sub>43</sub>	2470	2470	98.9062	44	Ru <sub>44</sub>	2250	2630	2630	101.07	45	Rh <sub>45</sub>	1963	2673	2673	102.90550	46	Pd <sub>46</sub>	1555	2614	2614	106.42	47	Ag <sub>47</sub>	1323	2162	2162	107.8682	48	Cd <sub>48</sub>	321	769	769	112.411	49	In <sub>49</sub>	430	2344	2344	114.818	50	Sn <sub>50</sub>	231.9	2270	2270	118.710	51	Sb <sub>51</sub>	361	588	588	121.760	52	Te <sub>52</sub>	221	444.7	444.7	127.60	53	I <sub>53</sub>	113.7	-113.7	-113.7	126.90447	54	Xe <sub>54</sub>	165	-108.1	-108.1	131.29	55	Ba <sub>55</sub>	1123	2744	2744	137.327	56	Hf <sub>56</sub>	2377	2527	2527	178.49	57	Ta <sub>57</sub>	2996	2710	2710	180.9479	58	W <sub>58</sub>	3422	5920	5920	183.84	59	Re <sub>59</sub>	2210	2710	2710	186.207	60	Os <sub>60</sub>	2700	2710	2710	190.23	61	Ir <sub>61</sub>	2446	2710	2710	192.22	62	Pt <sub>62</sub>	2041	2710	2710	195.078	63	Au <sub>63</sub>	1063	2808	2808	196.96655	64	Hg <sub>64</sub>	234	374	374	200.59	65	Tl <sub>65</sub>	304	543	543	204.383	66	Pb <sub>66</sub>	271	601	601	207.2	67	Bi <sub>67</sub>	271	601	601	208.98038	68	Po <sub>68</sub>	209	209	209	209	69	At <sub>69</sub>	209	209	209	209	70	Rn <sub>70</sub>	209	209	209	209	71	Fr <sub>71</sub>	209	209	209	209	72	Ra <sub>72</sub>	209	209	209	209	73	Ac <sub>73</sub>	209	209	209	209	74	Th <sub>74</sub>	1781	3041	3041	232.0377	75	Pa <sub>75</sub>	1539	2813	2813	231.03688	76	U <sub>76</sub>	1132	2838	2838	238.02891	77	Np <sub>77</sub>	912	2710	2710	237.047893	78	Pu <sub>78</sub>	912	2710	2710	244.06422	79	Am <sub>79</sub>	912	2710	2710	243.061381	80	Cm <sub>80</sub>	912	2710	2710	247.070307	81	Bk <sub>81</sub>	912	2710	2710	247.070307	82	Cf <sub>82</sub>	912	2710	2710	251.082685	83	Es <sub>83</sub>	912	2710	2710	252.083944	84	Fm <sub>84</sub>	912	2710	2710	257.103518	85	Mendelevium	912	2710	2710	258.105287	86	Nobelium	912	2710	2710	259.106360	87	Lr <sub>87</sub>	912	2710	2710	262.107820	88	La <sub>88</sub>	912	2710	2710	138.90547	89	Ce <sub>89</sub>	912	2710	2710	140.126	90	Pr <sub>90</sub>	912	2710	2710	140.90765	91	Nd <sub>91</sub>	912	2710	2710	144.24	92	Pm <sub>92</sub>	912	2710	2710	144.9126	93	Sm <sub>93</sub>	912	2710	2710	150.36	94	Eu <sub>94</sub>	912	2710	2710	151.964	95	Gd <sub>95</sub>	912	2710	2710	157.25	96	Tb <sub>96</sub>	912	2710	2710	158.92534	97	Dy <sub>97</sub>	912	2710	2710	162.50	98	Ho <sub>98</sub>	912	2710	2710	164.93032	99	Er <sub>99</sub>	912	2710	2710	167.26	100	Tm <sub>100</sub>	912	2710	2710	168.93411	101	Yb <sub>101</sub>	912	2710	2710	173.04	102	Lu <sub>102</sub>	912	2710	2710	174.967	103	Hf <sub>103</sub>	2377	2527	2527	178.49	104	Ta <sub>104</sub>	2996	2710	2710	180.9479	105	W <sub>105</sub>	3422	5920	5920	183.84	106	Re <sub>106</sub>	2210	2710	2710	186.207	107	Os <sub>107</sub>	2700	2710	2710	190.23	108	Ir <sub>108</sub>	2446	2710	2710	192.22	109	Pt <sub>109</sub>	2041	2710	2710	195.078	110	Au <sub>110</sub>	1063	2808	2808	196.96655	111	Hg <sub>111</sub>	234	374	374	200.59	112	Tl <sub>112</sub>	304	543	543	204.383	113	Pb <sub>113</sub>	271	601	601	207.2	114	Bi <sub>114</sub>	271	601	601	208.98038	115	Po <sub>115</sub>	209	209	209	209	116	At <sub>116</sub>	209	209	209	209	117	Rn <sub>117</sub>	209	209	209	209	118	Fr <sub>118</sub>	209	209	209	209	119	Ra <sub>119</sub>	209	209	209	209	120	Ac <sub>120</sub>	209	209	209	209	121	Th <sub>121</sub>	1781	3041	3041	232.0377	122	Pa <sub>122</sub>	1539	2813	2813	231.03688	123	U <sub>123</sub>	1132	2838	2838	238.02891	124	Np <sub>124</sub>	912	2710	2710	237.047893	125	Pu <sub>125</sub>	912	2710	2710	244.06422	126	Am <sub>126</sub>	912	2710	2710	243.061381	127	Cm <sub>127</sub>	912	2710	2710	247.070307	128	Bk <sub>128</sub>	912	2710	2710	247.070307	129	Cf <sub>129</sub>	912	2710	2710	251.082685	130	Es <sub>130</sub>	912	2710	2710	252.083944	131	Fm <sub>131</sub>	912	2710	2710	257.103518	132	Mendelevium	912	2710	2710	258.105287	133	Nobelium	912	2710	2710	259.106360	134	Lr <sub>134</sub>	912	2710	2710	262.107820	135	La <sub>135</sub>	912	2710	2710	138.90547	136	Ce <sub>136</sub>	912	2710	2710	140.126	137	Pr <sub>137</sub>	912	2710	2710	140.90765	138	Nd <sub>138</sub>	912	2710	2710	144.24	139	Pm <sub>139</sub>	912	2710	2710	144.9126	140	Sm <sub>140</sub>	912	2710	2710	150.36	141	Eu <sub>141</sub>	912	2710	2710	151.964	142	Gd <sub>142</sub>	912	2710	2710	157.25	143	Tb <sub>143</sub>	912	2710	2710	158.92534	144	Dy <sub>144</sub>	912	2710	2710	162.50	145	Ho <sub>145</sub>	912	2710	2710	164.93032	146	Er <sub>146</sub>	912	2710	2710	167.26	147	Tm <sub>147</sub>	912	2710	2710	168.93411	148	Yb <sub>148</sub>	912	2710	2710	173.04	149	Lu <sub>149</sub>	912	2710	2710	174.967	150	Hf <sub>150</sub>	2377	2527	2527	178.49	151	Ta <sub>151</sub>	2996	2710	2710	180.9479	152	W <sub>152</sub>	3422	5920	5920	183.84	153	Re <sub>153</sub>	2210	2710	2710	186.207	154	Os <sub>154</sub>	2700	2710	2710	190.23	155	Ir <sub>155</sub>	2446	2710	2710	192.22	156	Pt <sub>156</sub>	2041	2710	2710	195.078	157	Au <sub>157</sub>	1063	2808	2808	196.96655	158	Hg <sub>158</sub>	234	374	374	200.59	159	Tl <sub>159</sub>	304	543	543	204.383	160	Pb <sub>160</sub>	271	601	601	207.2	161	Bi <sub>161</sub>	271	601	601	208.98038	162	Po <sub>162</sub>	209	209	209	209	163	At <sub>163</sub>	209	209	209	209	164	Rn <sub>164</sub>	209	209	209	209	165	Fr <sub>165</sub>	209	209	209	209	166	Ra <sub>166</sub>	209	209	209	209	167	Ac <sub>167</sub>	209	209	209	209	168	Th <sub>168</sub>	1781	3041	3041	232.0377	169	Pa <sub>169</sub>	1539	2813	2813	231.03688	170	U <sub>170</sub>	1132	2838	2838	238.02891	171	Np <sub>171</sub>	912	2710	2710	237.047893	172	Pu <sub>172</sub>	912	2710	2710	244.06422	173	Am <sub>173</sub>	912	2710	2710	243.061381	174	Cm <sub>174</sub>	912	2710	2710	247.070307	175	Bk <sub>175</sub>	912	2710	2710	247.070307	176	Cf <sub>176</sub>	912	2710	2710	251.082685	177	Es <sub>177</sub>	912	2710	2710	252.083944	178	Fm <sub>178</sub>	912	2710	2710	257.103518	179	Mendelevium	912	2710	2710	258.105287	180	Nobelium	912	2710	2710	259.106360	181	Lr <sub>181</sub>	912	2710	2710	262.107820	182	La

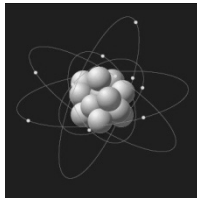
## (1) L'atome et ses liaisons

### (a) Définition de l'atome

Il peut être facilement comparé à un système planétaire dont le soleil correspond au noyau central et les planètes aux électrons périphériques sur des orbites diverses.

Il comprend :

- un noyau central de masse élevée composé de neutrons à charge nulle et de protons à charge positive,
- un ou plusieurs électrons de masse réduite et de charge négative d'où leur attraction par le noyau.



*Schéma d'un atome*

L'atome est électriquement neutre c'est-à-dire que le nombre d'électrons est égal au nombre de protons. Chaque atome possède une ou plusieurs couches périphériques sur lesquelles gravitent des électrons. Selon ce rappel de physique quantique, la première couche périphérique peut accueillir deux électrons. La seconde couche périphérique peut accueillir huit électrons. La troisième couche périphérique peut accueillir dix huit électrons etc...

D'après les lois de la mécanique quantique, le Titane possède 22 protons dans son noyau et vingt deux électrons qui gravitent autour tandis que le Nickel possède 28 protons dans son noyau et 28 électrons qui gravitent autour. Ainsi les deux éléments chimiques Nickel et Titane sont électriquement neutres.

Lorsqu'une couche périphérique est saturée en électrons, la structure électronique la plus stable est obtenue : celle des gaz rares. Dans la période 4 correspondant au nickel et au titane, le gaz rare est le Krypton (numéro atomique = 36).

Chaque atome va tenter de se rapprocher de la configuration électronique stable des gaz rares. Pour y arriver, l'atome va former une molécule avec un autre atome selon trois types de liaisons interatomiques :

- la liaison ionique,
- la liaison covalente,
- la liaison métallique.

Bien que la liaison ionique et la liaison covalente soient deux des principales liaisons interatomiques, la liaison métallique est la seule qui nous intéresse dans le cadre de la création de l'alliage Nickel-Titane.

### *(b) La liaison métallique*

La liaison métallique est un type de liaison chimique qui permet la cohésion des atomes d'un métal. C'est une forme de liaison particulière caractérisée par une liberté électronique relative.

Une liaison métallique concerne un très grand nombre d'atomes. Ces atomes mettent en commun un ou plusieurs électrons, appelés « électrons libres ». Tout autour de l'atome du métal se forme un nuage électronique mouvant et diffus. Ces électrons sont à l'origine de la conductivité électrique des métaux.

La nature de la liaison métallique est très étudiée par la physique du solide. Les caractéristiques physiques des métaux tels que la malléabilité, la ductilité, la conductivité de la chaleur s'expliquent par la nature de cette liaison.

## (2) Les caractéristiques atomiques d'un alliage

### *(a) Notion de grains*

Les métaux et alliages sont formés à l'état solide d'un enchevêtrement de cristaux que l'on nomme alors des grains. Ceux-ci ont une dimension de l'ordre de quelques microns.

### *(b) Notion de joints de grains*

Les cristaux en grains sont séparés les uns des autres par des espaces infiniment petits de l'ordre de l'Angström (symbole  $\text{\AA}$  =  $10^{-10}\text{m}$ ) : les joints de grains. Ce sont des régions de transition étroites dans lesquelles les atomes passent du réseau d'un grain à celui d'un autre.

L'alliage peut alors être comparé à une mosaïque où les grains sont les différents fragments et les joints de grains le ciment.

*(c) Propriétés mécaniques liées à la grosseur des grains*

Un métal composé de gros grains est moins résistant qu'un métal à grains fins. De surcroît, plus les grains sont fins, plus sa résistance à l'abrasion est importante. Enfin, un alliage à grains fins possède une meilleure résistance aux déformations par compression, traction, flexion et torsion.

*(d) La combinaison intermétallique*

Les alliages métalliques sont des agrégats de petits éléments cristallins de forme irrégulière appelés grains. L'ensemble des grains qui ont la même composition forme une phase. La juxtaposition de ces phases permet de former l'alliage.

Une combinaison intermétallique est constituée d'une combinaison chimique dans laquelle il existe un rapport simple, en accord avec les valences des constituants, entre les nombres d'atomes. Les liaisons entre les atomes de nickel et de titane lors de la fusion permettent d'obtenir un mélange quasi-équiatomique homogène intermétallique d'alliage.

*(e) Les phases martensitique et austénitique : l'effet mémoire de forme*

Les caractéristiques des Alliages à Mémoire de Forme proviennent du fait qu'ils ont deux phases cristallographiques, appelées par analogie aux aciers, phase martensitique et phase austénitique. Le passage d'une phase à une autre se fait soit par modification de la température soit par application d'une contrainte. L'intérêt des AMF est que la transformation de phase est displacive plutôt que diffusive, elle se fait par de faibles déplacements globaux d'atomes, donc sans changement, même local, de la composition chimique. Cette transformation de phase se fait surtout à volume constant et devient donc réversible.

Ce phénomène fait appel aux notions de réaction martensitique-austénitique.

Deux états d'un système sont dans la même phase s'il existe une transformation physique passant de l'un à l'autre sans qu'il y ait de changements abrupts dans les propriétés thermodynamiques. Par exemple, le fer peut cristalliser sous forme cubique centrée (fer  $\alpha$ ) ou cubique à faces centrées (fer  $\gamma$ ).

La réaction austénitique fait référence à l'austénite. L'austénite est un constituant micrographique des aciers et des fontes. C'est une solution solide de carbone dans l'allotrope  $\gamma$  du fer, qui est stable entre 911 °C et 1 392 °C. Cet allotrope a une structure cristallographique cubique à faces centrées qui permet une grande solubilité du carbone.

La réaction martensitique est liée à la martensite. La martensite est un composant de l'acier et de certains autres métaux ou alliages, résultant de la trempe, après transformation d'austénite. La

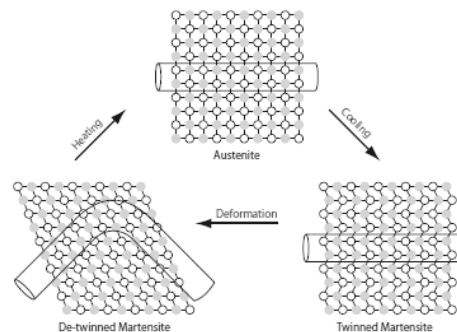


martensite (fer  $\alpha'$ ) est une phase métastable qui désigne le produit issu de la trempe de l'acier au carbone c'est-à-dire à partir de la phase de haute température ou austénite. La martensite correspond à la phase basse température.

Une diminution de la température ou une contrainte fait passer la phase mère ou austénite à la phase martensite.

En résumé, l'intérêt des AMF réside dans leur capacité de changement de phase solide-solide de type martensitique.

Ces phases ont un intérêt plus que certain puisqu'elles conditionnent l'effet mémoire de forme de l'alliage Nickel-Titane. La transformation de phase displacive permet de retrouver sa forme initiale en changeant la température du métal sans déplacement atomique important et sans changement locale de sa composition chimique. Le métal, le matériau et donc le dispositif peuvent ainsi retrouver leur forme initiale.



### *Diagramme de la transformation martensitique et de l'effet mémoire des alliages Nickel-Titane*

La transformation martensitique possède cinq caractéristiques :

- c'est un changement de phase de l'état solide dû à une déformation inélastique du réseau cristallin. Cette déformation n'est pas due à un mouvement individuel des atomes sur de grandes distances mais à un déplacement collectif et coopératif des atomes sur des distances relativement faibles par rapport aux paramètres des mailles cristallines,
- l'absence de la diffusion (sans longs déplacements des atomes) rend la transformation martensitique quasiment instantanée. La création de martensite se fait à des vitesses comparables à la vitesse du son dans un solide ( $103 \text{ m.s}^{-1}$ ). Pour un état d'avancement de la transformation donnée, il y a coexistence des deux phases,
- par rapport à sa forme antérieure, un élément de volume de matière subit, lors de sa transformation de phase, une déformation caractérisée par une faible variation de volume (pour les AMF), un cisaillement important dans une direction bien définie. Cette déformation est le résultat d'une transformation du réseau cristallin (déformation de Bain) et d'une transformation à réseau invariant. Glissement ou "maclage", ces mécanismes créent une microstructure à l'intérieur de la martensite (macles, dislocation, faute d'empilement),
- afin de minimiser l'énergie d'interaction entre la martensite formée et l'austénite encore présente, les domaines de martensite ont généralement la forme de plaquettes aplaties dont le plan principal est appelé plan d'habitat ou plan d'accolement. Ce plan est généralement

bien défini par une classe d'alliage et possède des indices cristallographiques souvent complexes. Ce plan est le plan de cisaillement de la martensite. Pour les AMF la direction de cisaillement est pratiquement contenue dans ces plans (la variation de volume est négligeable). Du fait de la symétrie cristalline de la phase mère (austénite), de multiples plans d'habitat peuvent coexister dans un monocristal d'austénite en cours de transformation. L'ensemble des plaquettes ayant un même plan d'habitat et une même direction de cisaillement est appelé variante de martensite,

- les variables thermodynamiques extérieures qui ont une action sur la transformation martensitique sont, comme pour tous les changements d'état, la température et la contrainte. Dans les AMF, la transformation martensitique s'effectuant quasiment à volume constant, l'effet de la pression hydrostatique de l'état de contrainte est négligeable. C'est principalement le déviateur des contraintes qui possède une action sur l'avancement de la transformation.

En plus des contraintes pariétales et de celles engendrées par l'opérateur, les instruments en NiTi subissent des forces issues de la transformation martensitique. Ces déformations se déroulent aussi bien lors du travail de l'instrument avec les contraintes de flexion qu'il peut subir, que lors des cycles de stérilisations par ces variations de température.

Le phénomène de mémoire de forme représente le début de toute l'histoire de l'alliage Nickel-Titane. Le Nitinol est reconnu comme étant un AMF à part entière et continue toujours de surprendre. Cet effet mémoire de forme est particulièrement utilisé en orthodontie et très peu en endodontie. Mais l'alliage Nickel-Titane possède d'autres propriétés tout aussi intéressantes.

#### *d) Ses propriétés et ses caractéristiques*

##### (1) La superélasticité

Dans certains domaines de température où la phase austénitique est "stable", la transformation martensitique peut être induite par une contrainte appliquée. La transformation de l'austénite est dominée par un cisaillement, celui-ci pouvant être induit mécaniquement.

La contrainte s'exerce d'abord dans le domaine de déformation élastique de l'austénite puis, atteignant une valeur critique, elle induit l'apparition de la martensite. Il y a donc formation d'une martensite induite sous contrainte.

Contrairement à la martensite engendrée thermiquement où toutes les variantes sont possibles, les variantes de la martensite formée mécaniquement sont uniquement celles qui sont favorisées par les contraintes. Si la contrainte cesse, il y a réversion totale de la martensite vers l'austénite jusqu'à une déformation nulle.

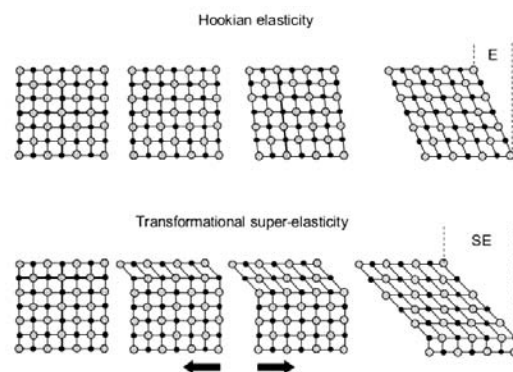
En résumé, sur le plan endodontique, il faut retenir que, sous l'effet d'une contrainte, la transformation de phase s'accompagne d'une déformation importante. Lorsque la contrainte cesse,

la transformation inverse se produit et l'instrument endodontique retrouve sa forme originelle. C'est une déformation purement élastique. C'est le principe de la superélasticité.

La superélasticité du Nickel-Titane lui permet de revenir à sa forme initiale sans subir aucune déformation contrairement à l'acier inoxydable qui subit pour une déformation équivalente une modification de forme permanente.

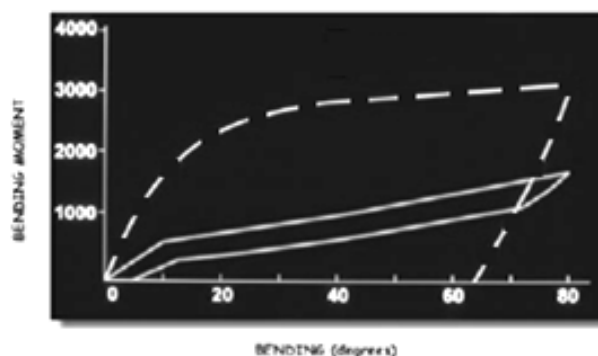
Cette réversibilité autorise des déformations temporaires de l'ordre de 10 % et permet aux alliages en NiTi de retrouver sans dommage leur forme, alors que les alliages conventionnels en acier-inox subissent des déformations permanentes dès une déformation temporaire de 1 %.

La superélasticité du NiTi permet donc d'augmenter fortement la flexibilité des instruments. Ainsi, les propriétés mécaniques des instruments endodontiques en NiTi sont différentes de celles des instruments en acier inoxydable.



*Représentation du comportement extensible de l'acier inoxydable (en haut) et des alliages NiTi (en bas) et des mécanismes de déformation élastique*

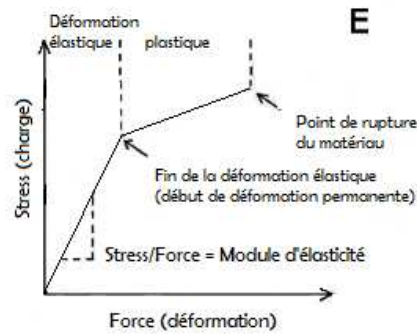
Le diagramme suivant permet une comparaison de la résistance à la déformation entre les instruments en acier et les instruments Nickel-Titane. Lorsqu'une courbure de 80 ° est infligée aux instruments acier, ceux-ci se déforment de manière permanente, tandis que la même force infligée aux instruments NiTi n'induit aucune déformation irréversible.



*Diagramme comparatif de tension entre les instruments acier (courbe pointillée) et les instruments NiTi (courbe pleine)*

## (2) La flexibilité

La flexibilité est la capacité d'une lime soumise à une contrainte (courbure canalaire) à se déformer de façon réversible. Ce n'est que lorsque la contrainte dépasse la limite élastique que la déformation devient plastique et donc irréversible. Une augmentation encore supérieure de la contrainte entraîne une fracture instrumentale.



*Diagramme de la déformation d'un instrument soumis à une contrainte*

Le module élastique ou module de Young de l'alliage NiTi est largement inférieur à celui de l'acier-inox (120 GPa en austénite et 50 GPa en martensite pour le NiTi contre 203 GPa pour l'acier-inox). Les instruments endodontiques en NiTi sont donc beaucoup plus flexibles que les instruments en acier. De ce fait les instruments en Nitinol permettent de mieux respecter les trajectoires canales et évitent les problèmes rencontrés avec les instruments traditionnels en acier.

De plus l'intérêt principal des instruments en NiTi est de garder une flexibilité importante même dans les gros diamètres. En effet l'augmentation de la rigidité en fonction du diamètre n'est pas exponentielle comme pour l'acier mais relativement linéaire. Ainsi il devient possible d'instrumenter des canaux courbes avec des diamètres importants sans risquer de dévier de la trajectoire initiale.

Par leur flexibilité, les instruments NiTi sont considérablement moins rigides et leur utilisation minimise les risques de déviation ou de déplacement foraminaux. Le NiTi a un moment de flexion bas et un important angle de torsion à la rupture. Cet angle important n'est pourtant pas suffisant pour éliminer le phénomène de Torque.

## (3) La biocompatibilité

D'autres paramètres rentrent également en compte dans les évolutions apportées à l'aide de l'alliage Nickel-Titane.

Par exemple la résistance à la corrosion est majorée puisque les alliages utilisés dans la composition du Nitinol sont tous deux résistants à la corrosion. Cependant il n'y a pas de réelle différence entre la

résistance à la corrosion d'une lime en acier plongée dans une solution d'hypochlorite de sodium à 2,5 % et la résistance d'une lime en Nickel-Titane (CLAISSE et HAIKEL, 2003).

Cette passivité face à la corrosion permet aux instruments en Nickel-Titane d'être protégés lors de leur utilisation dans la cavité buccale. La salive joue le rôle d'électrolyte et l'instrument reste neutre par rapport à ces attaques chimiques. L'alliage Nickel-Titane possède une excellente biocompatibilité ce qui favorise le soin endodontique.

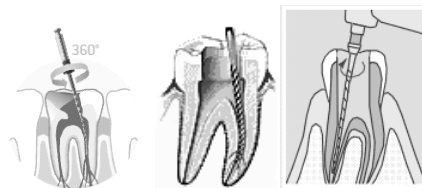
## 2. La conception d'une lime endodontique

Le fabricant d'instruments endodontiques reçoit l'alliage Nickel-Titane sous la forme de feuilles ou de tubes. Il assure bien entendu le traitement définitif comme le polissage mécanique, le polissage chimique, le sablage ou l'électropolissage. Une fois que la lime obtient sa forme définitive, le fabricant réalise différents tests pour éprouver son efficacité. Ces tests détermineront la qualité de l'instrument.

### a) Définitions

L'utilisation des instruments endodontiques en Nickel Titane lors de la rotation continue implique une connaissance pointue de leurs caractéristiques. Pour profiter au mieux des avantages et surtout pour adapter l'instrument utilisé au cas à traiter, il est important de maîtriser chaque propriété de la lime. Pour y parvenir, il est indispensable de connaître quelques définitions de base sur la rotation continue et sur l'aspect des instruments.

Le mouvement de *rotation continue* représente une rotation de 360° appliquée à l'instrument lors de sa descente dans le canal (Rotation=Mouvement circulaire d'un corps qui tourne sur lui-même et Continu=sans interruption).



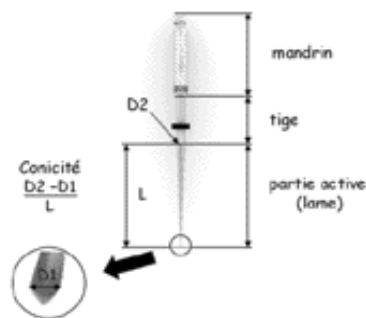
*Illustrations d'une lime NiTi dans un canal dentaire*

L'instrument en Nickel Titane fait donc partie de la catégorie des instruments rotatifs dévolus au soin endodontique. L'utilisation de ces systèmes nécessite l'acquisition d'un contre-angle réducteur adapté et de séquences d'instruments. Il est parfois utile et même fortement conseillé d'acquérir un moteur de rotation continue. Le moteur et le contre-angle réducteur contrôlent la vitesse de rotation de l'instrument Nickel Titane. Cette vitesse, exprimée en tours par minute, varie entre 150 et 600 tr.min<sup>-1</sup> selon les systèmes de rotation continue.

Certains instruments présentent en finition un traitement par électropolissage. Ce traitement intervient après l'usinage par meulage de la lime. L'application d'un courant continu provoque la dissolution du métal, en surface, sur une pièce reliée au pôle anodique et immergée dans un électrolyte spécifique. On obtient un électropolissage.

(1) Les zones de l'instrument

L'instrument Nickel Titane est composé de trois parties : un mandrin, une tige et une partie active.



Représentation d'une lime endodontique (exemple du système Hero Shaper®)

(a) Le mandrin

Egalement appelé manche d'accès, cette partie est vierge de toutes spires. Elle porte selon les modèles le code couleur correspondant à la conicité et au diamètre de l'instrument utilisé et elle vient s'insérer dans la tête du contre-angle. Il permet de transmettre les forces de rotation de la tête du contre-angle à l'instrument.

(b) La tige

Cette zone correspond au lien entre le mandrin et la partie active de l'instrument. Sa longueur peut varier selon la longueur désirée de l'instrument. C'est elle qui porte le stop en caoutchouc pour la détection et l'enregistrement de la longueur de travail.

### (c) *La partie active*

La partie active ou profil de l'instrument correspond à sa partie travaillante c'est-à-dire la zone qui porte les spires de l'instrument. Cette partie sera en contact des parois canalaires et viendra éliminer le tissu pulpaire, les copeaux de dentine infectée ou affectée, et la boue dentinaire.

Les principales propriétés concernent donc le profil de la lime endodontique qui porte les dentures. Ce sont ces caractéristiques qui font, selon les systèmes, la spécificité de chaque instrument.

La partie active peut être divisée en trois tiers, correspondant à la standardisation de la préparation canalaire en trois parties proposée par Laurichesse en 1971 :

- Le tiers coronaire constitue la partie la plus proche de la tige de l'instrument,
- Le tiers moyen correspond à la zone intermédiaire de la partie active,
- Le tiers apical part du tiers moyen pour s'étendre jusqu'à la pointe de la lime endodontique.

La longueur de la partie active est variable selon les systèmes de rotation continue. Elle sera plus ou moins longue selon le tiers radiculaire que le praticien souhaite préparer.

### (2) *La pointe*

La pointe de l'instrument endodontique correspond à l'extrémité du tiers apical de sa partie active. L'angle de transition que la pointe forme avec le corps de l'instrument est la zone la plus agressive d'une lime. Cet angle était auparavant de 90°, les laboratoires ont depuis développé deux concepts :

- La pointe travaillante de sécurité possède un angle adouci à 60°. La pointe demeure active mais cette diminution permet de la rendre moins agressive (cas du Quantec série 2000 proposé par Mc Spadden),
- La pointe non travaillante élimine complètement l'angle de raccordement, éliminant par ce fait le caractère agressif de cette zone. La pointe devient non active et permet en toute sécurité un meilleur respect des trajectoires. Cependant ces pointes sont parfois forcées ou brunies sur les parois avant que les lames actives ne soient engagées et n'élargissent le canal. Ce phénomène de brunissage augmente les contraintes donc la fatigue instrumentale. L'utilisation de ces instruments doit être par conséquent limitée dans le temps.

### (3) Le calibre

Le calibre de l'instrument correspond au diamètre de sa pointe. Il est exprimé en centième de millimètre. Par exemple, une lime de calibre 15 signifie que le diamètre à sa partie apicale est de 15 centièmes de millimètre ou 0,15 mm.

### (4) La conicité

La conicité représente l'augmentation progressive du diamètre de sa partie active par millimètre parcouru dans le sens apico-coronaire. Soit D2 le diamètre de l'instrument au début de sa partie active, D1 son diamètre à la pointe, L correspond à la longueur de l'instrument et C à sa conicité, la formule de la conicité correspond à :  $C = \frac{D2 - D1}{L}$ . Concrètement l'extrémité apicale de la partie active de l'instrument a un calibre plus petit que son extrémité coronaire. Un instrument de calibre 20 avec une conicité de 4 % augmentera de 0,04 mm chaque millimètre parcouru c'est-à-dire que son diamètre, qui est de 0,20 mm à sa pointe, est à 1 mm de cette même pointe de 0,20 mm + 0,04 mm soit 0,24 mm. Cette conicité est régulière sur la plupart des instruments mais peut être exceptionnellement variable.

### (5) La section

La section d'un instrument endodontique manuel ou rotatif correspond au profil global de la lime. Elle est composée en son centre de l'âme résiduelle de l'instrument et à sa périphérie du profil de lame :

- *Le profil de lame* correspond au type de lames en contact avec le matériau. Ce profil correspond donc aux dentures ou spires qui composent l'instrument dans sa périphérie.
- *L'âme résiduelle*, appelée grand axe de l'instrument ou masse centrale, constitue le cœur de l'instrument. Elle correspond donc à la section éliminée de sa partie périphérique.



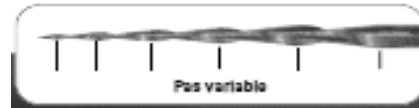
*Schéma en coupe d'une section d'instrument : l'âme résiduelle en noir et le profil de lame en gris (exemple du système Hero Shaper®)*

La section peut être en triple hélice, triangulaire, carrée, équilatérale, en U ou en S.



## (6) Le pas

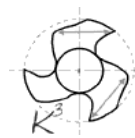
Le pas de l'instrument correspond à la distance qui existe entre deux spires consécutives sur la partie active de l'instrument. Ce pas peut être constant ou variable.



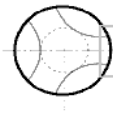
*Exemple du pas variable du système M Two®*

## (7) Le méplat radiant

Le méplat radiant ou appui de la lame correspond à la quantité de matériau placé entre la zone périphérique près des lames et la masse centrale de l'instrument. Il permet de tenir les lames. Le terme méplat indique que son épaisseur est plus importante d'un côté (du côté de la masse centrale de l'instrument) que de l'autre (au niveau de la zone périphérique près des lames). Le terme radiant signifie que ce méplat présente un angle plus ou moins ouvert avec la partie centrale. La résistance de la plupart des limes provient de la qualité de ce méplat radiant. Une lime doit avoir une résistance périphérique adéquate pour résister aux contraintes de torsion ou de rotation.



*Méplat radiant important*



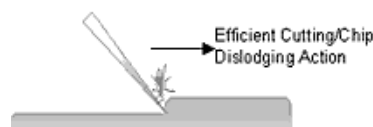
*Méplat radiant faible*

## (8) L'angle de coupe

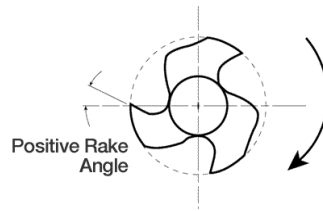
L'angle de coupe, ou angle d'attaque, correspond à l'angle formé entre les surfaces coupantes et l'axe de rotation de l'instrument. L'efficacité clinique et le mécanisme d'action varient selon la valeur de cet angle.

L'angle de coupe est déterminé en traçant un diamètre joignant le point de coupe et l'axe de l'instrument, et en déterminant l'angle du point de coupe par rapport à ce diamètre.

Dans le cas de l'instrumentation rotative, un angle d'attaque positif permet une coupe dans la même direction que la force appliquée. Cette coupe est alors active.

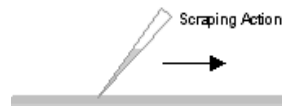


*Angle de coupe positif*

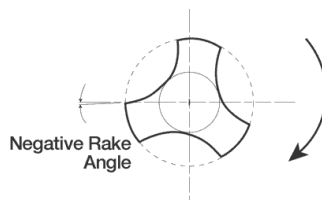


*Angle de coupe Positif (cas d'une section asymétrique, exemple du système K3®)*

Les instruments à section en U par exemple utilisent un angle d'attaque négatif qui produit un effet de coupe non actif.

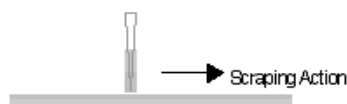


*Angle de coupe négatif*



*Angle de coupe négatif (cas d'une section en U, exemple du système Profile®)*

Enfin, on peut retrouver un angle d'attaque neutre. La coupe est alors perpendiculaire à la paroi du canal.

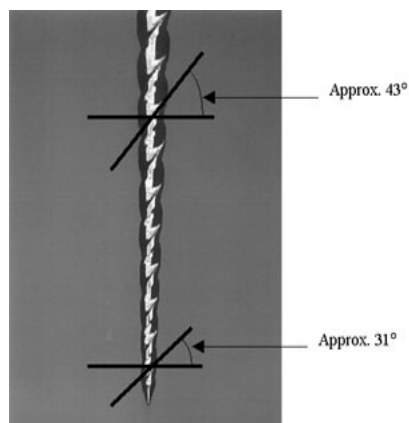


*Angle de coupe neutre*

## (9) L'angle d'hélice

L'angle d'hélice correspond à l'angle compris entre l'axe longitudinal de l'instrument et l'inclinaison des spires.

Les instruments endodontiques possèdent un angle d'hélice variable. Celui-ci permet l'élimination des débris qui se forment au fur et à mesure du travail de l'instrument dans le canal. L'avantage proposé par un angle d'hélice variable comprend la remontée de ces débris en direction coronaire, évitant ainsi l'encrassement de l'instrument, l'accumulation de débris et la formation de bouchons dentinaires.



*Angle d'hélice variable (exemple du K3®)*

### **b) Son dessin**

Les propriétés du Nickel-Titane ont apporté une dimension nouvelle au soin endodontique. Pourtant l'efficacité de coupe du Nickel-Titane est plus faible que celui de l'acier inoxydable utilisé dans la conception des limes K et des limes H manuelles. Les fabricants ont donc adapté le dessin de la lime endodontique pour profiter des propriétés de superélasticité du Nitinol tout en permettant de respecter les objectifs de la préparation canalaire.

L'alliage Nitinol est moins dur que l'acier. Comparé à l'acier, son effet de coupe est donc moins important. Afin d'améliorer l'effet de coupe de l'alliage Nickel-Titane, le dessin de l'instrument est adapté. La lime porte des arêtes avec un angle légèrement positif. Cette caractéristique permet d'augmenter l'effet de coupe de l'instrument en Nickel-Titane. Ensuite le principe de la rotation continue permet un mouvement constant de la lime lors de son travail. Cet effet de coupe plus faible de l'instrument NiTi est compensé par son action continue sur les parois canalaire.

La rotation dans le sens horaire d'un instrument en Nickel-Titane est indispensable. Le travail de la lime et de ses arêtes de coupe est étudié pour être efficace lors d'une rotation dans le sens des aiguilles d'une montre. Les instruments endodontiques ne sont travaillants que dans ce sens. De plus, les instruments NiTi, comme les instruments en acier, effectuent dans le sens horaire un plus grand nombre de rotations avant la fracture par torsion que dans le sens antihoraire (ROWAN *et coll.*, 1996, *J. Endod.*).

L'augmentation de sa conicité dans une fourchette de 2 % à 12 % permet d'augmenter la quantité d'irrigant, donc d'améliorer le nettoyage canalaire et d'augmenter la suspension et l'élimination des débris. Ceci limite le phénomène de vissage de l'instrument par phénomène de gaine, de bouchons ou de bourrage.

Certains instruments présentent un méplat radiant qui permet d'augmenter l'appui sur les parois canalaire et de centrer l'instrument. Mais cette concentration de forces sur une partie de l'instrument peut majorer le risque de fracture. C'est pourquoi certains fabricants ont décidé de l'abandonner.

Enfin, la pointe non travaillante, présente pour tous les systèmes de rotation continue cités par la suite, permet un centrage de l'instrument et un respect indispensable de l'anatomie canalaire. Cette qualité permet de prévenir des risques de déviation apicale, de faux-canal ou de perforations.

Le diamètre et la conicité de l'instrument ont fait l'objet de plusieurs recherches. PRUETT note que la durée de vie des instruments est inversement proportionnelle à leur taille (*PRUETT et coll., 1997, J. Endod.*). Les tests de fatigue menés par la suite dans des canaux courbes confirment le résultat obtenu par PRUETT (*FIFE et coll., 2004 ; BAHIA et BUONO, 2005*). Il faut par conséquent que le praticien reste prudent avec les instruments de gros calibre dans les courbures marquées, voire même qu'il évite leur utilisation.

L'étude de SATTAPAN nuance ce propos et confirme que les limes de gros calibre se fracturent plus facilement en flexion (*SATTAPAN et coll., 2000, J. Endod.*). Des études similaires corroborent ce résultat (*CRAVEIRO De MELO et coll., 2002 ; SCHRADERS et PETERS, 2005*).

En contrepartie cette même étude démontre que la fracture en torsion survient plutôt avec des limes de petits diamètres moins résistantes à des pressions excessives en direction apicale. En effet ces instruments servent à élargir le tiers apical des canaux et peuvent subir par conséquent un engainement canalaire (*BERUTTI et coll., 2004, J. Endod.*). L'opérateur doit être d'autant plus vigilant et exercer des mouvements axiaux d'environ 2mm d'amplitude car cela peut réduire les contraintes de torsion.

Il existerait même une relation linéaire entre le Torque à la fracture et le diamètre instrumental (*CAMPS et PERTOT, 1994 ; YARED et coll., 2003*).

La géométrie de l'instrument NiTi a également une influence sur le taux de défauts, de déformation plastique ou de fracture observé sur les instruments après utilisation (*PARASHOS et coll., 2004, J. Endod.*).

La réelle contribution des contraintes de torsion et de la fatigue en flexion dans le processus de rupture peut dépendre de la géométrie de la section de l'instrument et de la distribution des forces sur ce même instrument (*BERUTTI et coll., 2003 ; PETERS et coll., 2003 ; YARED et coll., 2003 ; ULLMANN et PETERS, 2005*).

Il est reconnu par tous les auteurs que la géométrie de la section instrumentale reste un facteur déterminant pour la flexibilité de l'instrument (*YARED et coll., 2003, J. Endod.*).

L'étude de KIM et coll. a pour but d'évaluer comment différents profils de section influencent la distribution du stress sur les instruments NiTi pendant leur progression, leur contrainte de torsion et la mise en forme des canaux courbes. Cette étude démontre que la section rectangulaire (M Two® dans cette étude) amène l'instrument à des hauts niveaux de stress différentiel pendant la mise en forme du canal et qu'il doit affronter beaucoup de stress résiduel et de déformations plastiques par rapport aux instruments à section triangulaire (Hero Shaper® dans cette étude) (*KIM et coll., 2009, Int. Endod. J.*).

### c) *Son usinage*

Les instruments Nickel-Titane de mise en forme canalaire en rotation continue sont, dans la majorité des cas, fabriqués par un procédé d'usinage. La partie active de la lame est usinée puis raccordée au manche par l'intermédiaire de la tige. Cet usinage nécessite donc des outils carbure, seuls outils capables de modeler l'alliage Nickel-Titane. Bien souvent cet usinage constitue un micro-meulage qui donne la forme définitive à la lime. La qualité de l'usinage de l'instrument conditionne la résistance à la rupture de ce dernier. Il n'est pas rare de trouver des stries d'usinage comme origine de la rupture.

Il faut également prévoir une bonne lubrification pour bien refroidir. Le NiTi est usinable par jet d'eau ou encore par découpe laser.

La partie active est ensuite reliée au manche grâce à une soudure de l'alliage. Le NiTi peut être soudé à lui-même tout en veillant à effectuer la soudure sous un gaz inerte, et également à ne pas chercher à souder une grande zone. Les soudures au laser, TIG et par frottement, peuvent donner de bons résultats. Cependant, souder l'alliage Nickel-Titane avec par exemple un acier inoxydable donne de très mauvais résultats, la zone soudée devient très fragile.

Enfin, le fabricant applique à la lime un traitement de surface par polissage mécanique. Les instruments sont polis à l'aide d'un abrasif, ce qui donne une surface brillante. Elle est reconnue pour son côté esthétique. Cette surface ressemble à l'acier inoxydable.

En revanche le système M Two® est poli par un phénomène d'électropolissage. Ce phénomène permet d'améliorer l'état de surface de l'instrument. Pourtant cette élimination de rugosités et bavures au niveau de l'instrument ne permet pas d'améliorer ses propriétés mécaniques.

En effet, une étude menée par BOESSLER et coll. permet de comparer entre eux des instruments ProTaper ayant deux surfaces différentes, c'est-à-dire usinée ou électropolie. Cette expérimentation est menée dans des disques de dentine humaine qui servent de canaux artificiels standards. Les trois instruments de préparation SC1, SC2 et SX sont comparés dans les mêmes conditions, seul leur état de surface change. Le Torque et la force de coupe sont mesurés. L'étude conclut que le niveau de Torque est augmenté pour les instruments ayant une surface électropolie par rapport aux instruments simplement usinés. Cependant l'efficacité de coupe reste identique sauf pour l'instrument SX dont l'efficacité de coupe est meilleure pour les instruments usinés que pour les instruments électropolis. Par conséquent, le traitement de surface par électropolissage altère l'efficacité de coupe des instruments rotatifs en Nickel-Titane (BOESSLER et coll., 2009, *J. Endod.*).

CHEUNG et coll. ont réalisé une étude comparant le comportement d'instruments électropolis et non électropolis sur leur résistance à la fatigue cyclique. Les instruments électropolis ne présentent pas plus d'une fissure d'origine contrairement aux instruments non électropolis. La racine carrée de l'extension de fissures est inversement proportionnelle à l'amplitude de tension. Bien que l'état de surface soit amélioré, ce traitement par électropolissage ne protège pas l'instrument des revers dus à la fatigue cyclique (CHEUNG et coll., 2007, *J. Endod.*).

ANDERSON et coll. propose d'étudier la résistance à la fatigue en flexion et en torsion des instruments électropolis face aux instruments non électropolis. Les résultats sont observés sous SEM. Les instruments électropolis obtiennent de meilleurs résultats dans les tests de résistance à la fatigue et par extension dans les cas de torsion statique. L'observation de ces instruments électropolis au microscope électronique fait apparaître des puits, fissures, piqûres et des aires de remaniement du

métal. On observe dans de plus grande proportion les mêmes caractéristiques sur les éléments électropolis. L'électropolissage a des effets prolongateurs sur la fatigue de l'instrument grâce à une réduction des irrégularités de surface. Ces irrégularités servent de point de concentration du stress et d'initiation de fissure lors de l'action de l'instrument (ANDERSON et coll., 2007, J. Endod.).

Les traitements de surface des instruments endodontiques NiTi (électropolissage, désoxydation, dépôt de Titane, etc...) ont pour objectif, d'une part, d'améliorer leurs propriétés sur le plan de la résistance à la fracture et, d'autre part, d'atténuer les effets supposés négatifs de la stérilisation sur leur efficacité de coupe.

Une autre innovation arrive sur le marché. Il s'agit d'instruments fabriqués par un procédé de torsion : les Twisted files. La modification et l'augmentation des propriétés instrumentales telles une meilleure résistance mécanique et une meilleure flexibilité font actuellement l'objet de publications. Cependant ces améliorations doivent encore être testées, le nombre d'investigations et de travaux est encore restreint.

#### ***d) Les contrôles réalisés par le fournisseur***

##### **(1) Introduction**

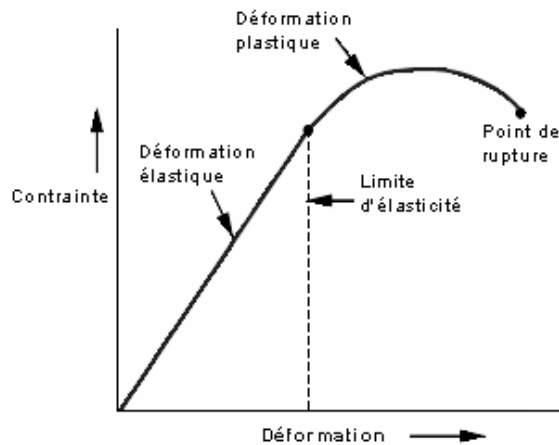
Avant sa mise sur le marché, l'instrument endodontique subit différents tests permettant d'établir sa résistance mécanique.

Rappelons que la résistance dépend de trois facteurs essentiels :

- la structure du matériau (atome, molécule, cristal) et ses tensions internes,
- les formes géométriques des corps,
- la force appliquée selon son intensité, sa direction et son point d'application.

L'alliage Nickel-Titane est composé d'atomes de Nickel et de Titane agencés de façon homogène et stable. L'instrument endodontique possède une forme conique. Les forces subies par l'instrument sont de trois types : flexion, torsion, compression. Sa résistance à la fatigue cyclique est également mise en jeu.

Il est nécessaire d'introduire la notion du module d'élasticité de Young. En effet, ce module se retrouve dans les forces de compression, de flexion ou de torsion. Il détermine les plages de déformations élastiques, plastiques puis le moment de rupture des matériaux.



*Courbe de contrainte-déformation*

L'élasticité d'un matériau est caractérisée par le module de Young E ou coefficient d'élasticité qui correspond à la pente de la partie linéaire de la courbe de contrainte-déformation.

La contrainte ou charge  $\sigma$  s'écrit  $\sigma = \frac{F}{S}$  où F est la force appliquée et S la surface sur laquelle F s'applique.

La déformation  $i$  a pour formule  $i = \frac{\Delta L}{L}$  où  $\Delta L$  représente la modification de longueur du corps et L correspond à la longueur initiale du corps.

Nous obtenons ainsi :  $\sigma = E \cdot i$ , donc plus E est élevé, plus le matériau est rigide. Le Nickel-Titane possède un coefficient d'élasticité E faible, il est donc extrêmement flexible.

Ce module E s'exprime en Méga Pascal ou MPa selon la formule  $1\text{MPa} = 1\text{Newton} / \text{mm}^2$  ou en Giga Pascal ou GPa ( $1\text{GPa} = 1\,000\text{MPa}$ ).

La déformation permanente qui fait suite à la déformation élastique correspond au domaine plastique. Puis suit une phase à la déformation plastique qui correspond à la chute de la courbe à partir de son point culminant : c'est la striction. La striction correspond à une réduction de la section de l'éprouvette (échantillon de matériau utilisé pour les tests). Cette striction est ensuite suivie de la rupture.

La striction  $\epsilon$  est donnée par la formule :  $\epsilon = s^2 - s'^2$  où  $s^2$  correspond au carré de la section initiale et  $s'^2$  est le carré de la section lors de la striction.

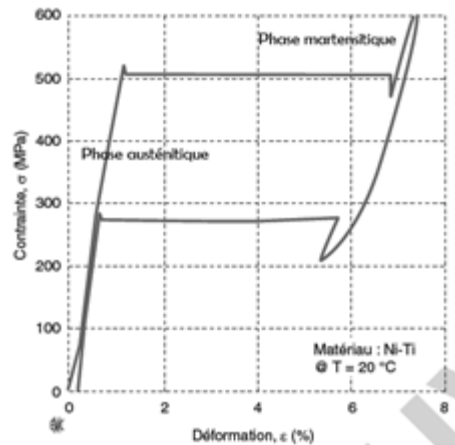
$\epsilon\%$  correspond à la striction relative à la striction initiale et est exprimée en pourcentage selon la formule :  $\epsilon\% = (s^2 - s'^2) / s^2$ .

Soit  $F_e$  l'effort limite au-delà duquel l'éprouvette ne reprend plus sa forme primitive. La charge limite d'élasticité est donc :  $\sigma_e = F_e / s$ .

Fe augmente et l'éprouvette se déforme irrégulièrement. Il y a striction au centre et puis rupture. La charge de rupture est :  $\sigma_m = F_m / s$ .

Après rupture, en rapprochant les 2 parties de l'éprouvette rompue, la distance  $L''$  est obtenue. L'allongement au moment de la rupture se trouve alors être  $x'' = L'' - L$  et la déformation  $i'' = (L'' - L) / L$ .

Connaissant ainsi la charge limite d'élasticité des métaux et des alliages utilisés couramment en art dentaire, il est possible de déterminer précisément l'effort maximum que l'on peut exercer en toute sécurité sur les corps.



*Courbe caractéristique de traction d'un alliage à mémoire de forme de type NiTi*

Ce graphique montre la courbe de traction caractéristique d'un alliage NiTi à mémoire de forme utilisé pour la fabrication d'instruments endodontiques. En dessous de la limite de début de transformation à environ 500 MPa, l'alliage a un comportement élastique. Cette phase correspond à l'élasticité de la phase austénitique.

Au-dessus de cette contrainte seuil, la transformation de phase austénite en martensite a lieu, donnant naissance à un nouveau mécanisme de déformation.

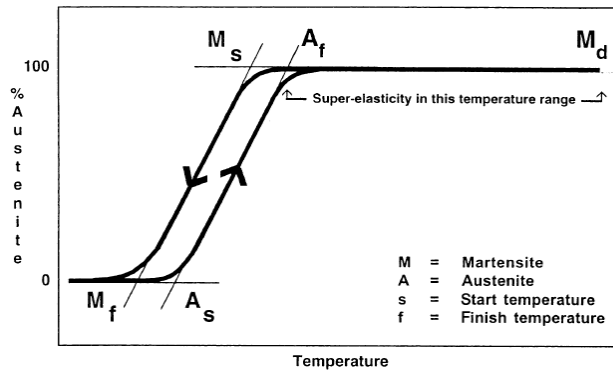
Au-delà d'une déformation d'environ 7 %, la transformation martensitique est totale et le comportement redevient purement élastique. Ce comportement correspond à l'élasticité de la phase martensitique. Lors de la décharge, la transformation inverse de martensite en austénite se met en place de manière hystérique. L'hystérèse, ou hystérésis, est due à la présence d'une énergie irréversible. Elle correspond à une dissipation d'énergie mécanique transformée en chaleur. Aucune déformation résiduelle ne subsiste à la fin de la décharge.

Pour indication, selon les températures de l'alliage, la phase s'adapte :

- la phase martensitique commence à 10 °C et termine à -30 °C,
- la phase austénitique commence à -20 °C et finit à 20 °C.

La transformation martensite-austénite (pic endothermique) a lieu vers 27 °C. Etant donné l'hystérèse de cette transformation structurale (typiquement de 20 °C) lors du refroidissement, la transformation inverse austénite-martensite doit opérer vers les 10 °C.





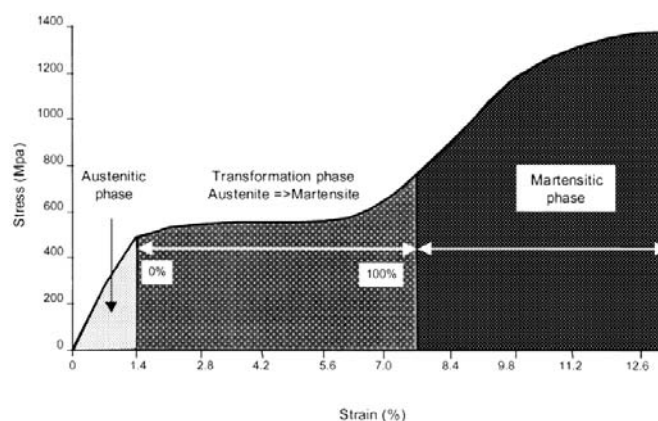
### *Hystérésis de la transformation martensitique*

Par conséquent lors de l'utilisation d'un instrument NiTi, ces variations de phases sont soumises à la contrainte et également à la température.

L'alliage Nitinol résiste à une traction de 900 MPa, la limite d'élasticité à une flexion de 0,2 % correspond à une force de 500 MPa. Lors d'un test d'allongement, le NiTi peut augmenter de moitié sa longueur. Enfin cet alliage supporte une charge de 83 GPa en traction et de 31 GPa en torsion.

Alliages caractéristiques	AMF NiTi
Densité	6,5 kg/dm <sup>3</sup>
Résistance à la traction	900 MPa
Limite d'élasticité à 0,2%	500 MPa
Allongement à rupture	50%
Module d'élasticité en traction (E en traction)	83 GPa
Module d'élasticité en Torsion (E en torsion)	31 GPa

*Tableau récapitulatif des caractéristiques mécaniques d'un alliage NiTi utilisé pour la fabrication d'instruments endodontiques*



### *Phase de transformation de l'alliage NiTi*

Sur ce graphique de transformation de phase, le passage de la phase austénitique à la phase martensitique permet à l'alliage Nickel-Titane d'augmenter sa résistance à la déformation. Cette propriété permet d'obtenir l'effet de superélasticité retrouvé dans le Nitinol.

Property	55-Nitinol austenite	55-Nitinol martensite
<i>Physical</i>		
Density (gm cm <sup>3</sup> )	6.45	
Melting point (°C)	1310	
Magnetic permeability	<1.002	
Coefficient of thermal expansion ( $\times 10^6/^\circ\text{C}$ )	11.0	6.6
Electrical resistivity (ohm-cm)	$100 \times 10^{-6}$	$80 \times 10^{-6}$
Hardness 950 °C (Furnace cooled)	89 R <sub>B</sub>	
Hardness 950 °C (Quenched-R.T. water)	89 R <sub>B</sub>	
<i>Mechanical</i>		
Young's modulus (Gpa)	120	50
Yield strength (Mpa)	379	138
Ultimate tensile strength (Mpa)	690–1380	
Elongation	13–40%	
<i>Shape memory</i>		
Transformation temperature (°C)	–50 to +100	
Latent heat of transformation	10.4 BTU lb <sup>-1</sup>	
Shape memory recoverable strain	6.5–8.5%	
Super-elastic recoverable strain	up to 8%	
Transformation fatigue life	several hundred	
at 6% strain	cycles	
at 2% strain	10 <sup>6</sup> cycles	
at 0.5% strain	10 <sup>7</sup> cycles	

*Tableau des propriétés de l'alliage NiTi*

Selon la phase austénitique ou martensitique de l'alliage Nickel-Titane, certaines de ses propriétés évoluent, notamment le module de Young qui passe de 120 GPa en phase austénitique à 50 GPa en phase martensitique. Par conséquent cette diminution du module de Young indique une augmentation de sa flexibilité.

Les propriétés de l'alliage Nickel-Titane sont impressionnantes, et leurs utilités en endodontie sont manifestes. Plusieurs tests sont effectués pour déduire les valeurs de ces propriétés.

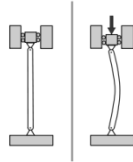
## (2) Test de compression

Le principe est une force axiale appliquée sur le solide. Elle est étudiée sur des éprouvettes de courte longueur car il existe un risque de déformation par flexion si la force de compression dépasse 5 à 6 fois le diamètre ou l'épaisseur : c'est le phénomène de flambage. Chaque éprouvette possède des dimensions spécifiques à chaque test réalisé.

On utilise un compresseur. Le comparateur micrométrique permet d'apprécier le raccourcissement de l'éprouvette. Il est ainsi facile d'établir le rapport entre la force appliquée et la déformation. Cet appareil permet de mesurer les déformations élastiques et plastiques, le module d'élasticité de Young et le coefficient de sécurité.

Les essais de compression sont principalement employés pour l'étude des métaux sollicités de cette façon. Il en est ainsi pour les amalgames dentaires, les taquets d'occlusion, les instruments endodontiques, etc...

En l'occurrence ce test est réalisé au préalable par le fabricant de l'alliage.



*Illustration du phénomène de flambage*

### (3) Test de torsion

La torsion est définie comme la déformation que l'on fait subir à un solide en imprimant à l'une de ses parties un mouvement de rotation transversale, les autres parties restant fixes ou étant soumises à un mouvement de sens contraire.

La mesure définitive donne la valeur du Torque.

L'appareil de mesure de torsion est relié à un ordinateur tandis que :

- les tiges des instruments sont bloquées dans un mandrin relié à un moteur qui peut tourner alternativement dans les deux sens à une vitesse de 2 rotations par minute ou  $\text{rot. min}^{-1}$ ,
- la pointe de l'instrument est bloquée sur 3 mm dans une petite griffe reliée à l'appareil de mesure du Torque.

L'angle de rotation à la fracture est aussi mesuré en degrés. Les instruments testés peuvent être neufs ou avoir été utilisés pour préparer des dents extraites ou des canaux simulés en résine. Dans le cadre des essais réalisés par le fabricant, ce sont des instruments neufs.

Ainsi sont déterminés le module d'élasticité de Young, la limite élastique et la résistance maximale de cisaillement. Plus un matériau est rigide, plus son module de Young est élevé. Les instruments endodontiques ont un module de Young faible.

Différentes études ont été menées pour évaluer les valeurs du Torque et leur influence sur l'instrument. Les valeurs du Torque à la fracture obtenues au cours des expérimentations sont conformes aux valeurs minimales indiquées par la norme ISO 3630-1 (WOLCOTT et HIMEL, 1997 ; SATTAPAN et coll., 2000 ; PETERS et coll., 2003 ; YARED et coll., 2003 ; SCHRADER et PETERS, 2005)

Le moment de torsion à la fracture des instruments NiTi augmente avec leur diamètre et diminue avec l'usure. La corrélation entre la taille de l'instrument et le Torque à la fracture est plus forte pour les instruments neufs que pour les instruments déjà utilisés (YARED et coll., 2004, *J. Endod.*)

Plus le volume canalaire des dents préparées est important par rapport au calibre de l'instrument, moins l'instrument est soumis à des forces de torsion importantes. La contrainte de torsion n'affecte pas significativement l'angle de rotation à la fracture des instruments (YARED et coll., 2003, *J. Endod.*).

Ces études non statiques permettent de démontrer que le Torque qui s'exerce sur l'instrument lors de la préparation canalair est corrélé à la pression exercée apicalement par l'opérateur mais aussi au volume préopératoire du canal (*PETERS et coll., 2003, J. Endod.*).

#### (4) Test de flexion

La flexion correspond en endodontie à la courbure des instruments sous l'action des forces exercées par les parois canalaires. De façon générale en mécanique, la flexion est définie comme la courbure d'une pièce sous l'action de forces perpendiculaires à l'axe longitudinale. La flexion normale simple se ramène à une extension des matériaux dans la zone convexe opposée à la force et à une compression dans la zone concave en resserrant les cristaux et les molécules.

La méthode est la suivante :

- Un appareil de mesure du moment de torsion est utilisé,
- l'instrument est attaché par sa pointe sur une longueur de 3 mm perpendiculairement à l'axe d'un moteur tournant à une vitesse de  $2 \text{ rot. min}^{-1}$ ,
- le moment de flexion à  $45^\circ$  obtenu est mesuré en  $\text{g.cm}^{-1}$ ,
- on détermine ainsi la résistance à la flexion de l'instrument.

Les propriétés de flexion sont influencées par la géométrie de la section de l'instrument (*SCHAFER et coll., 2003*).

En 2000, les tests de flexion menés par KAZEMI et coll., sur des instruments en acier inoxydable et des instruments en NiTi de géométrie et de volume strictement identiques fabriqués pour l'expérience, ont démontré à nouveau que les limes en NiTi sont beaucoup plus flexibles (*KAZEMI et coll., 2000*). Lors du test, les limes en NiTi présentaient un moment de flexion inférieure à celui des limes en acier. Ce moment de flexion reste par ailleurs croissant avec le calibre instrumental (*CAMPS et PERTOT, 1994*).

#### (5) Test de fatigue

La fatigue cyclique est entraînée par les contraintes répétées de tension/compression à l'intérieur des courbures canalaires. En effet, en flexion, un instrument mis en rotation est soumis à deux forces simultanées : la partie de l'instrument située à l'intérieur de la courbure subit une compression alors que sa face externe reste en tension.

La méthode respecte le protocole suivant. Le plus souvent les instruments sont mis en rotation à une vitesse de  $350 \text{ tr. min}^{-1}$  dans des canaux artificiels en acier et à pression constante ( $45^\circ$  ou  $90^\circ$  de courbure et 5 mm de rayon de courbure). Les instruments sont refroidis par un jet d'air. Certains auteurs font toutefois varier ces paramètres. Le nombre de rotations avant fracture est noté.

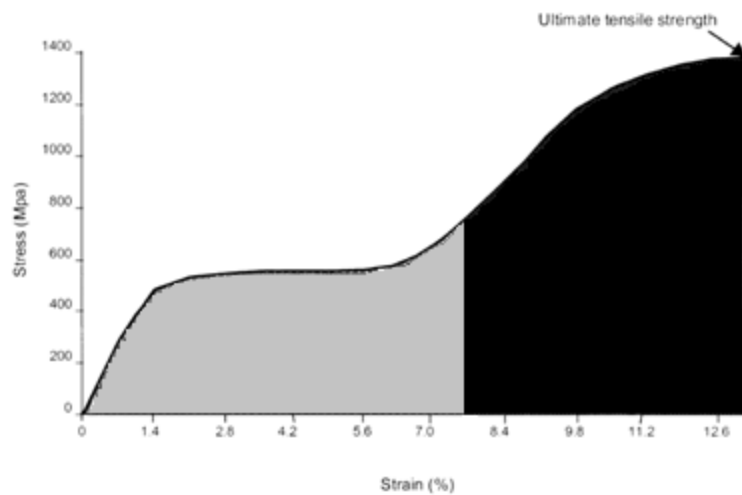
On obtient ainsi une échelle de résistance à la fatigue pour chaque système étudié.

La résistance des instruments rotatifs à ces tests de fatigue cyclique diminue avec l'augmentation de leurs diamètres et conicités (FIFE et coll., 2004 ; BAHIA et BUONO, 2005).

L'importance de la courbure est déterminante dans la résistance à la fatigue de l'instrument (UEI-MING, 2002).

Le processus de fatigue reste un phénomène cumulatif qui pourrait être impliqué dans la grande majorité des fractures (UEI-MING, 2002 ; FIFE et coll., 2004).

Les utilisations multiples des instruments affectent bien leur résistance à la fatigue (FIFE et coll., 2004).



*Courbe de solidité du NiTi*

La courbe ci-dessus enregistre la résistance au stress selon la tension appliquée à l'alliage Nickel-Titane. Au-delà d'une tension supérieure à 7 %, l'alliage Nickel-Titane augmente sa résistance au stress grâce à la transformation martensitique. Cependant, même si ses qualités augmentent, l'alliage possède une limite puisqu'au-delà d'une tension de 12,6 %, la résistance finale à la tension est atteinte, ce qui implique un risque de déformation permanente et un risque de fracture majoré. La répétition de ce passage de phases et l'atteinte régulière de cette valeur maximale affaiblissent considérablement les propriétés de résistances connues de l'instrument Nickel-Titane.

Par conséquent la fatigue des instruments se modifie selon leur fréquence d'utilisations et également selon le type de canaux préparés (THOMPSON, 2000, *Int. End. J.*).

### *e) Ses imperfections et leurs impacts*

Le procédé de conception de l'alliage NiTi demande une grande rigueur aussi bien dans les pourcentages de composition de Nickel et de Titane que dans la gestion de la température de fusion établie à plus ou moins 5°C. Par conséquent la moindre défaillance dans cette rigueur entraîne de grandes variations dans les propriétés de l'alliage, voire des imperfections structurelles du Nitinol. Or ces propriétés sont directement mises à l'épreuve à la suite de la première étape de conception de

l'alliage juste après la fusion et avant la mise en forme en feuillets ou en tubes. Ces étapes de cuisson-refroidissement successives mettent à mal l'alliage. Les premiers tests de déformation par traction sont réalisés lors de cette étape. Lorsque l'alliage n'a pas été conçu selon la rigueur qui lui est essentielle, sa mise en forme est impossible. Des imperfections lors de sa conception sont difficilement envisageables.

La seconde cause possible d'imperfections vient de son usinage. En effet, infliger des contraintes de meulage à l'instrument endodontique pour lui donner sa forme définitive, puis lui soumettre un traitement de surface par oxydation, électropolissage ou dépôt de Titane peuvent engendrer des imperfections de surface comme des microfissures ou des stries.

L'alliage Nitinol est extrêmement dur à usiner. Par conséquent les forces induites par le micro meulage peuvent entraîner des fissures et microfissures. Ces microfissures augmentent le risque de fracture lors de la première utilisation de l'instrument et sont malheureusement indétectables par le praticien.

Suite au meulage, un grand nombre d'impuretés et de bavures se trouvent sur la surface de l'instrument. Le traitement de surface permet de les éliminer ou du moins de les réduire. Le traitement de surface le plus efficace en la matière est l'électropolissage. Mais les effets fortement abrasifs de ces traitements de surface peuvent fragiliser la structure de l'instrument.

Une expérimentation menée par M.OIKNINE et J.BENIZRI constate, grâce à une étude en microscopie électronique à balayage sur des instruments neufs de type Pro Taper et Profile, que l'état de surface de ces instruments présente des stries d'usinage ainsi qu'une irrégularité dans la profondeur de ces stries. Elles sont liées à la qualité des lames de coupe des robots d'usinage. Ces défauts de surface peuvent engendrer des amorces de fractures. Elles sont toujours à l'origine d'une rupture. Il est également possible de rencontrer des défauts plus importants sous forme de microfissures qui expliqueraient une fracture soudaine de l'instrument lors de sa première utilisation. L'usage répété ou incontrôlé de ces instruments peut accentuer leurs imperfections et aboutir à la rupture (*revue d'odontostomatologie, 2007*).

Comme vu précédemment, les effets du traitement par électropolissage augmentent la résistance au Torque des instruments mais altèrent l'efficacité de coupe de ces mêmes instruments, notamment sur les valeurs maximales des forces apicales de l'instrument SX. (BOESSLER et coll., 2009, *J. Endod.*)

Cependant, l'étude de l'impact de l'usinage et des traitements de surface infligés aux instruments est restreinte. Dans ce domaine, des investigations supplémentaires sont nécessaires.

### **3. Présentation des instruments des différents systèmes de rotation continue les plus communément utilisés**

Chacun des termes définis dans la partie précédente est applicable aux différents instruments proposés dans les systèmes de rotation continue. Ce récapitulatif permet d'apprécier les principales différences qui existent entre les limes de chaque système cité ci-dessous.

a) *Hero-Shaper® de Micro Mega™*

Mise au point en 2001 par le laboratoire de recherche et de développement de Micro Mega™, la ligne Hero Shaper® est une évolution du système Héro 642®. Les modifications apportées concernent essentiellement la longueur du pas de la lame de l'instrument.

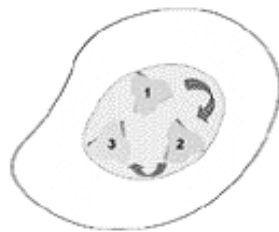
(1) Profil instrumental et section

Le Hero Shaper présente un profil de lame en triple hélice avec une âme résiduelle importante qui augmente sa résistance à la fracture mais aussi sa rigidité.

Son angle de coupe est légèrement positif ce qui confère à l'instrument une capacité de coupe majorée et une élimination des débris améliorée.

L'angle d'hélice des lèvres de coupe est variable. Il augmente au fur et à mesure que l'on s'éloigne de la pointe et qu'on se rapproche du mandrin. Cette caractéristique fait l'innovation du pas de l'instrument.

En effet l'innovation de ce système réside dans son concept du pas adapté. Le pas des lames et la longueur de la partie active varient en fonction de la conicité de l'instrument. L'augmentation régulière de la longueur du pas des lames améliore la flexibilité, l'effet de coupe et l'évacuation des débris. Mais la diminution de la surface de contact entre l'instrument et la paroi canalaire concentre les contraintes sur une surface limitée augmentant ainsi les risques de fracture et de vrillage de l'instrument. L'instrument existe dans les longueurs 21 mm, 25 mm et 29 mm.



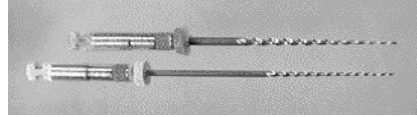
*Schéma du travail d'une lime Hero Shaper® dans un canal*

(2) Pointe de l'instrument

Le Hero Shaper® est pourvu d'une pointe non travaillante afin de respecter au mieux l'anatomie du canal et de guider l'instrument dans sa progression canalaire.

### (3) Conicité

Les Hero Shaper® existent en deux conicités : la conicité 6 % travaille dans les 2/3 coronaires et la conicité 4 % est efficace dans le 1/3 apical. Leur diamètre évolue de 20 à 30.



*Les instruments du système Hero Shaper® n°25*

### b) *Pro Taper® de Dentsply-Maillefer™*

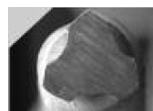
Les Instruments ProTaper® introduits sur le marché en 2006 sont commercialisés par Dentsply-Maillefer™. Ce système présente deux types de limes : les Shaping files pour la mise en forme canalaire et les Finishing files pour la finition apicale.

### (1) Profil instrumental et section

Le ProTaper® possède une section transversale triangulaire avec des arêtes coupantes convexes. Sa masse centrale est importante. L'instrument est caractérisé par un angle de coupe positif sans méplat radiant. Ses lames actives présentent un angle d'hélice et un pas variables. Le manche de l'instrument ne mesure que 13 mm, il est donc particulièrement court. Les instruments présentent des longueurs variables de 19 mm, 21 mm, 25 mm et 31 mm. La section des instruments F4 et F5 quant à elle est une section en U. Ils sont utilisés pour la finition à l'apex.



*Section de l'instrument Shaping files de ProTaper®*



*Section des instruments F4 et F5 Finishing files de ProTaper®*

### (2) Pointe de l'instrument

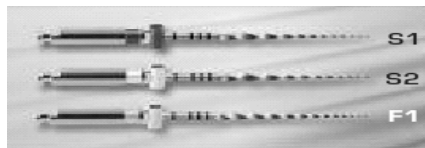
Le ProTaper® est doté d'une pointe modifiée avec suppression de l'angle de transition. Cette pointe



non active guide l'instrument lors de sa progression canalaire.

### (3) Conicité

Le système ProTaper® est le seul à combiner plusieurs conicités ascendantes sur le même instrument. On parle alors de nombre de conicités différentes selon la lime utilisée, permettant d'attribuer à chaque lime une action spécifique sur un tiers radulaire défini. Leur calibre compte cinq valeurs : 18, 19, 20, 25, 30.



*Limes endodontiques du système ProTaper®*

### c) *RaCe® de FKG™*

Lancés en 2000 tout d'abord aux Etats-Unis puis arrivés en France en 2001, les instruments RaCe® (Reamer with Alternating Cutting Edges) produits par FKG™ présentent un design plutôt original. Les instruments de type PRE-RaCe® et S-ApeX® ne seront pas abordés dans cette partie.

### (1) Profil instrumental et section

L'instrument présente un profil de section transversale triangulaire avec des arêtes coupantes vives. Sa principale innovation se situe dans la création d'arêtes de coupe alternées. Ses arêtes de coupe sont torsadées en alternance, donnant à la lime RaCe® ce profil particulier. L'angle de coupe est positif, ce qui offre une coupe active de la dentine. L'alternance des arêtes de coupe ne nécessite pas de méplat radiant. Il en est donc dépourvu. La lime subit également un traitement électrochimique qui permet un polissage de l'état de surface de l'instrument. La surface de l'instrument est alors parfaitement lisse. Son manche mesure 12 mm, et sa partie active associée à la tige mesure 21, 25 ou 31 mm.



*Section de l'instrument RaCe® de FKG™*



*Zoom sur les arrêtes alternées de l'instrument RaCe®*

(2) Pointe de l'instrument

La pointe du RaCe® est non travaillante, permettant ainsi de guider l'instrument dans le canal sans agresser les parois dentinaires et de respecter l'intégrité du foramen apical.

(3) Conicité

La conicité se présente sous trois possibilités de 2 % avec des diamètres allant de 10 à 60, 4 % avec des diamètres allant de 10 à 50 (excepté le diamètre 45), et 6 % avec des diamètres allant de 10 à 40.



*L'instrument RaCe®*

**d) G.T. Rotary files® de Tulsa-Dental™**

Les instruments G.T. Rotary Files® (Great-Taper Rotary Files) sont présentés en 1999 à Paris par leur concepteur S. Buchanan. Ils sont introduits sur le marché par la firme Tulsa-Dental™.

(1) Profil instrumental et section

L'instrument présente une section transversale en triple U, un méplat radiant pour chaque spire et un angle d'hélice variable. Cet angle sera ouvert dans sa partie coronaire et plus fermé dans sa partie apicale. Le profil de section de l'instrument indique que son angle de coupe est négatif, c'est-à-dire

que sa coupe sera non active. Les instruments sont disponibles dans les longueurs 21 mm, 25 mm et 31 mm.



Section du système G.T. Rotary files®

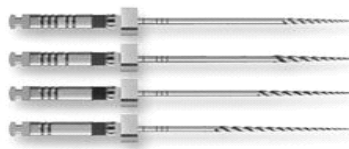
(2) Pointe de l'instrument

Les G.T. Files® possèdent une pointe modifiée inactive qui permet de rester centré dans le canal et de limiter les déviations de trajectoire.

(3) Conicité

Les G.T. Files® existent en cinq conicités : 4 %, 6 %, 8 %, 10 % et 12 %. Le diamètre apical diffère selon le groupe d'instruments utilisés :

- Les G.T. Files® à conicités variables ont un diamètre apical constant de 20
- Les G.T. Files® de conicité 4% ont des diamètres apicaux de 20, 25, 30 et 35
- Les G.T. Accessory Files® ont des diamètres apicaux de 35, 50 et 70



Série 40 du système G.T. Rotary files®

e) *Revo-S® de Micro Mega™*

La série Revo-S® est introduite en France par Micro Mega™ en 2008. Les limes de finition apicale n'entrent pas dans le descriptif suivant.

## (1) Profil instrumental et section

L'instrument présente un profil de coupe équilatéral dissymétrique à face décalée qui donne à la lime une pénétration dans le canal par « reptation ». Ce phénomène est défini comme l'action de ramper, de glisser. On peut alors comparer la pénétration de la lime à un glissement dans le canal. Seul un des instruments, le SC2, possède une section équilatérale non décalée. L'angle de coupe est ici positif, et le pas de l'instrument est progressif. Son âme résiduelle est importante. L'instrument dispose de deux longueurs de 21 mm et de 25 mm. Micro Mega™ propose également une version InGeT® c'est-à-dire un instrument dont le mandrin est raccourci. Cette innovation nécessite l'achat d'un contre-angle spécifique appelé InGeT®.



*Section décalée de l'instrument Revo-S®*



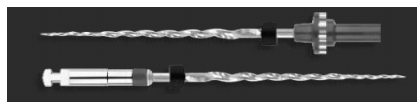
*Section non décalée de l'instrument Revo-S®*

## (2) Pointe de l'instrument

La pointe de l'instrument Revo-S® est non active. Elle permet de guider la lime dans le canal sans engendrer de déformations.

## (3) Conicité

Seule la conicité de l'instrument SC2 est de 4 %, les autres instruments ont une conicité de 6 %. Le diamètre apical de la série Revo-S® est constant quel que soit l'instrument. Son calibre est de 25.



*Instruments Revo-S® (InGeT® en haut et Classic® en bas)*

*f) M-Two® de Sweden & Martina™*

Les instruments M Two® ont été commercialisés en Italie pour la première fois par la firme Sweden et Martina™ en 2002. Ils sont distribués en France en 2006 par la compagnie Dentsply™.

(1) Profil instrumental et section

Le M Two® présente un profil à double lame de coupe de type H. Ce profil lui confère un angle de coupe positif, donc une coupe active. Il possède une section rectangulaire en S, avec un pas de lame variable et augmenté qui diminue le nombre total de spires. Sa masse centrale est réduite. La longueur de l'instrument existe en taille 21, 25 et 29 mm.



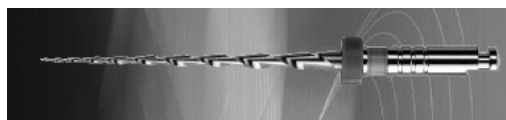
*Section de l'instrument M Two®*

(2) Pointe de l'instrument

La pointe de l'instrument est non travaillante, ce qui permet de respecter l'anatomie canalaire et de guider l'instrument.

(3) Conicité

Les M-Two® existent en quatre conicités différentes et quatre diamètres apicaux différents : 4 % avec un diamètre de 10, 5 % avec un diamètre de 15, 6 % avec deux diamètres de 20 et 25 et 7 % avec un diamètre de 25.



*La lime du système M Two®*

#### 4. Tableau récapitulatif

Propriétés Systèmes	Firmes	Section	Méplat Radiant	Vitesse de rotation (tr.min <sup>-1</sup> )	Pointe non travaillante	Longueur (mm)	Conicité (%)	Calibre
Hero Shaper®	Micro Mega™	Triple hélice	Oui	300-600 maximum	Oui	21, 25, 29	4 et 6	20, 25, 30
Pro Taper®	Dentsply- Maillefer™	Triangulaire ou en U pour les instruments F4 et F5	Non	150 à 350 maximum	Oui	19, 21, 25, 31	Conicité variable	18, 19, 20, 25, 30
RaCe®	FKG™	Triangulaire	Non	300 à 600 maximum	Oui	21, 25, 31	2, 4 et 6	De 10 à 60 selon l'instrument
G.T. Rotary files®	Tulsa- Dental™	En U	Oui	150, 300 ou 500 selon l'instrument utilisé	Oui	21, 25, 31	4, 6, 8 et 12	20, 25, 30, 35, 50, 70
Revo-S®	Micro Mega™	Équilatérale dissymétrique décalée sauf le SC2 (section équilatérale non décalée)	Non (sauf SC2)	250 à 400	Oui	21, 25 et 29	4 et 6	25
M Two®	Sweden & Martina™	En S	Non	150 à 350	Oui	21, 25 et 29	4, 5, 6 et 7	10, 15, 20, 25, 30, 35 et 40

Plusieurs dispositifs sont donc à la disposition du praticien pour l'aider à se procurer d'un système de rotation continue, ou pour améliorer ses traitements endodontiques. Qu'ils soient classiques, sans fil ou adaptables, les moteurs sont étudiés pour limiter les risques de fracture instrumentale. Le praticien dispose d'un choix suffisamment riche pour investir dans le dispositif qui correspond le mieux à ses attentes. Étudiés pour s'adapter à quasiment tous les systèmes de rotation continue en Nickel-Titane, ces moteurs sont équipés pour prévenir le phénomène de Torque, pour mesurer la longueur de travail et pour garantir l'efficacité de coupe de l'instrument. L'instrument possède un design qui permet de limiter les facteurs de risque, comme l'accumulation des débris ou l'apparition du phénomène de vissage. L'alliage Nickel-Titane, bien que délicat à usiner, présente des propriétés aujourd'hui indispensables en endodontie. Sa superélasticité disponible grâce à son changement de phase austénitique-martensitique permet de préparer des canaux présentant de fortes courbures. Avant d'être mis sur le marché, ces instruments sont soumis à des tests qui mesurent leurs capacités physiques et chimiques. Le fournisseur peut ainsi donner au praticien des informations sur la procédure à suivre et sur les limites de l'instrument. Le praticien doit ensuite adapter la séquence d'instruments au cas à traiter. Et ce choix se fait selon l'anatomie canalaire de la dent.

Avant tout soin, le praticien doit mettre en place un dispositif qui permet d'isoler la dent à traiter : la digue en caoutchouc. Effectivement, cette digue possède de nombreux avantages tant pour le praticien que pour le patient. Cette isolation de la dent permet de prévenir de la contamination bactérienne par la salive, et protège le patient du passage des solutions d'irrigation dans la cavité buccale. Une fois ce dispositif placé sur la dent ou le secteur à traiter, le soin peut commencer.

### **III. La maîtrise du risque de fracture durant le traitement radiculaire : la dent, victime ou responsable**

Comme décrit précédemment, l'instrument conçu avec un alliage Nickel-Titane possède des propriétés décisives dans la préparation canalaire. Cependant ces propriétés plus qu'éprouvées ne résistent pas indéfiniment à l'anatomie de la dent. Lors de la préparation canalaire, d'autres paramètres entrent en compte. Bien que ces forces soient appliquées séparément aux instruments durant les phases de tests, elles se retrouvent associées lors du traitement endodontique. Leur association peut engendrer la fracture. D'autres facteurs sont impliqués dans ces fractures. Nous pensons notamment aux limites d'utilisation des limes endodontiques en Nickel-Titane, aux effets de la stérilisation, aux impacts des solutions d'irrigation utilisées lors de la préparation ou encore aux calcifications pouvant gêner la progression de l'instrument dans le canal.

#### **A. La cavité d'accès : le primat du soin endodontique**

Trois facteurs universels sont reconnus par l'ensemble de la profession pour garantir une réussite du traitement endodontique :

- nettoyage et mise en forme canalaire,
- désinfection,
- obturation tridimensionnelle étanche du système canalaire.

De ces trois facteurs indissociables, le nettoyage et la mise en forme canalaire sont primordiaux. En effet, le nettoyage minutieux et la mise en forme canalaire adéquate permettent une désinfection efficace ainsi qu'une obturation tridimensionnelle conforme aux objectifs du traitement endodontique.

Avant toute intervention, la première étape est la prise d'un cliché radiographique appelé cliché préopératoire. Le praticien peut ainsi déterminer le nombre de racines et par conséquent le nombre de canaux à préparer. Cette radiographie permet également d'appréhender la hauteur de la chambre pulpaire et la longueur de fraise utile pour pénétrer le plafond de cette chambre. Ensuite, l'étape primordiale est la préparation d'une cavité d'accès. La réalisation d'une ouverture dans la couronne dentaire permet de localiser, nettoyer, préparer, désinfecter et obturer le système canalaire. Le succès du traitement endodontique dépend de la précision d'exécution de cette étape. Une mauvaise préparation de la cavité d'accès empêchera l'obtention de résultats optima.

##### **1. Les phases nécessaires à la réalisation d'une cavité d'accès**

La mise en forme de la cavité d'accès suit différentes phases permettant la trépanation et l'évidement du contenu de la chambre pulpaire. On en dénombre trois, toujours identiques quelle que soit la dent : la pénétration, l'élargissement, la finition.

### **a) *La phase de pénétration***

Cette étape nécessite une fraise diamantée de type boule, cylindrique ou cylindro-conique montée sur un contre-angle bague rouge ou une turbine. L'objectif de cette étape est de pénétrer la chambre pulpaire en réalisant un accès par le plafond pulpaire. On utilisera préférentiellement la fraise diamantée à la fraise en carbure de tungstène. L'épaisseur d'émail à traverser étant importante, elle est en effet mieux éliminée avec une fraise diamantée. La fraise travaille simultanément en contact avec l'émail et la dentine. Or les vibrations provoquées par les fraises diamantées sont moins importantes, donc mieux supportées par le patient durant cette étape de pénétration. Le diamètre utilisé dépend principalement de la taille de la dent à traiter.

La pénétration de la fraise dans la chambre pulpaire est ressentie par le praticien comme tombant dans du vide. Lorsque la chambre pulpaire est fortement calcifiée, la hauteur pulpaire réduite ou la pulpe quasiment absente, cette sensation est diminuée. Il ne faut pour autant pas attendre cette sensation au bout de l'instrument car lorsque la chambre est intégralement calcifiée, « l'entrée dans du vide » de la fraise ne représentera pas l'arrivée de l'instrument dans la chambre pulpaire mais le franchissement du plancher pulpaire par l'instrument, ce qui entraîne une perforation. Pour mieux se guider, le praticien dirige sa fraise vers une des cornes pulpaires afin d'éviter le risque de perforation.

Des instruments ultrasoniques aux embouts spécifiques peuvent ensuite être utilisés pour éliminer les calcifications. L'ouverture ne se fait pas dans un mouvement droit et allongé. Au contraire, pour obtenir une meilleure orientation et une visibilité plus importante, la fraise réalise des mouvements circulaires qui donnent à la cavité une apparence proche de la forme définitive.

La phase de pénétration se termine lorsque la fraise a atteint la chambre pulpaire et a dévoilé en partie la pulpe camérale.

### **b) *La phase d'élargissement***

Cette phase d'élargissement fait suite à la phase de pénétration. Elle va donner naissance à la forme définitive de la cavité d'accès.

L'utilisation d'une fraise boule montée sur un contre-angle à faible vitesse (bague bleue ou bague verte) est recommandée. Le diamètre doit être inférieur à celui de la fraise utilisée précédemment, et son fût doit être long pour permettre une meilleure pénétration et une meilleure visibilité.

Cette phase vient compléter la phase de pénétration, et l'action de la fraise est appliquée sur la paroi dentinaire pour éliminer les derniers débris de la chambre pulpaire. Ainsi, tous les petits angles dentinaires résiduels sont éliminés.

La forme définitive de la cavité d'accès émerge. Elle va être complétée lors de la phase suivante.



### *c) La phase de finition*

Cette phase nécessite une fraise diamantée à bout non travaillant également appelée fraise-guide, montée sur un contre-angle bague rouge ou une turbine. Cela permet de terminer le travail entamé lors des phases précédentes et de polir les murs de la cavité d'accès pour que la transition entre la cavité d'accès et la chambre pulpaire se fasse sans butées. Avec la bonne angulation, cette même fraise sera utile pour éliminer les dernières portions occlusales de la cavité d'accès, et donner ainsi la forme rétentive à cette cavité. Le bout non travaillant de la fraise présente comme avantages de pouvoir s'appuyer sur le plancher de la chambre et de l'utiliser comme guide, et aussi d'éviter des modifications définitives de l'anatomie du plancher. L'utilisation d'une fraise diamantée montée sur un rotatif à haute vitesse est recommandée. Le travail s'effectue simultanément sur l'émail et sur la dentine, provoquant des vibrations désagréables pour le patient.

Certains opérateurs préfèrent passer de la phase de pénétration directement à la phase de finition. Ainsi, l'utilisation d'une fraise à bout non travaillant remplit une double fonction : elle éliminera en premier lieu les becquets dentinaires qui peuvent bloquer les entrées canalaires, puis elle viendra lisser les murs de la cavité et donner cette forme rétentive nécessaire à la mise en place des obturations temporaires ou définitives. En passant de la phase de pénétration à la phase de finition, le praticien n'a pas besoin de changer de contre-angle. Seule la fraise change. Ce franchissement d'étape est réalisable à partir du moment où la pulpe est vierge de toutes calcifications. La plupart du temps, la chambre pulpaire est réduite à son minimum, voire proche du plancher pulpaire notamment à cause du dépôt de dentine cicatricielle, ou lorsque la cavité d'accès est pleine de calcifications. La fraise ne possède pas suffisamment d'espace pour travailler efficacement. En fait, la fraise guide va causer des brûlures de la dentine suite à la surchauffe de la partie non travaillante de la fraise sur les calcifications pulpaires. L'ouverture de la cavité d'accès est alors limitée empêchant le spray du contre-angle d'atteindre et de refroidir le bout non travaillant de la fraise.

Pour exemple, l'une des fraises à bout non travaillant utilisée pour la réalisation de la cavité d'accès est la fraise Zekrya Endo®. En carbure de tungstène, elle est composée d'un fût long, doré, et montée sur une turbine ou un contre angle bague rouge. Elle permet, grâce à son angle de coupe, d'évaser la cavité d'accès et de découvrir les entrées canalaires sans délabrer l'anatomie du plancher pulpaire, repère indispensable au traitement endodontique.

D'autres fraises comme les fraises Endo-Access® permettent d'éliminer ces petits becquets de dentine et ainsi d'obtenir une cavité d'accès avec des parois divergentes en direction coronaire. L'essentiel est d'obtenir une cavité d'accès dont les parois n'interfèrent pas avec la progression de l'instrument. Ceci est primordial pour les instruments de rotation continue en Nickel-Titane qui nécessitent un travail sans contraintes supplémentaires. Cette précaution limite le risque de fractures.



*Exemple de la fraise Endo-Access® à gauche et de la fraise Zekrya Endo® à droite*

## 2. La conduite à tenir pour réaliser une cavité d'accès idéale

La cavité d'accès doit permettre l'exécution des étapes suivantes dans des conditions simples et sécurisées. Il est donc indispensable de respecter quelques conseils :

- éliminer tout débris du contenu de la chambre pulpaire,
- garantir une vision complète et directe sur le plancher pulpaire et les entrées canalaires,
- faciliter l'accès des instruments endodontiques aux entrées canalaires,
- permettre un accès le plus direct possible au tiers apical du canal pour améliorer la pénétration et l'utilisation des instruments,
- obtenir une cavité rétentive pour la mise en place d'une obturation temporaire ou définitive,
- conserver toujours quatre murs.

Lors de l'utilisation des instruments endodontiques, notamment les limes en Nickel-Titane, la cavité d'accès doit être suffisamment large, bien ouverte pour diminuer au maximum les contraintes sur l'instrument lors de sa pénétration dans le canal et obtenir un minimum de contact de celui-ci sur les murs de la cavité.

Pour réaliser une cavité d'accès idéale, quelques règles sont primordiales :

- il est impératif de garder à l'esprit que l'ouverture de la cavité d'accès est guidée par la position des entrées canalaires, et également par l'orientation du foramen apical. Dans les canaux fortement courbés, le mur de la cavité d'accès contre la courbe du canal doit être suffisamment ouvert afin d'éviter une contrainte trop importante sur l'instrument. Cette contrainte entraîne un risque de fatigue supplémentaire et donc de fracture,
- la forme de la cavité d'accès diffère de celle connue pour la dentisterie restauratrice. Lors de l'accès endodontique la cavité doit découvrir la pulpe, la totalité de la chambre pulpaire doit être éliminée, et l'obtention d'un trajet quasi linéaire depuis l'entrée canalaires jusqu'au foramen apical est indispensable,
- la cavité d'accès ne possède pas une forme géométrique prédéterminée. C'est l'anatomie de la chambre pulpaire qui va guider la forme générale de la cavité d'accès. Elle peut être triangulaire, elliptique ou trapézoïdale selon la dent. De plus, cette cavité d'accès n'est pas immuable pendant le traitement : elle peut au contraire évoluer et être modifiée autant que nécessaire selon les circonstances,
- bien que l'étude de l'anatomie dentaire soit la plus complète possible, la simple observation clinique n'est pas suffisante pour déterminer l'anatomie d'une dent avant traitement. Une prise radiographique préopératoire avec 2 angulations différentes reste conseillée. Ainsi, le praticien sera capable de voir les éventuelles variantes anatomiques de chaque dent lorsque ses yeux reconnaîtront ce que son cerveau connaît. L'omnipraticien ne peut pas voir ce qu'il ne connaît pas,
- lorsque les canaux sont particulièrement difficiles à détecter, il est envisageable de créer une cavité d'accès sans utiliser de digue en caoutchouc jusqu'à ce que les entrées canalaires soient atteintes. C'est d'ailleurs le cas lors d'un traitement endodontique sur une dent mal

positionnée, restaurée par une couronne ou dont la pulpe est calcifiée. Tous ces facteurs, la forme et l'inclinaison des dents adjacentes, l'état du parodonte ou les structures dures peuvent être utiles à la localisation des entrées canalaires. Dès que la cavité d'accès est accomplie et les entrées canalaires localisées, la digue en caoutchouc est mise en place et le traitement endodontique peut se poursuivre,

- la cavité d'accès doit toujours être créée au travers de la face occlusale ou linguale des dents et en principe jamais sur les faces proximales ou gingivales sauf cas exceptionnels. Une approche autre que par les faces occlusale ou linguale provoque une courbure supplémentaire de l'instrument ayant pour conséquence un risque de fracture accru, un nettoyage et une mise en forme insuffisants et un déplacement du foramen apical.

L'établissement d'une cavité d'accès adéquate dépend de la forme de la chambre pulpaire de la dent. Son objectif est d'obtenir un trajet en ligne directe de l'instrument depuis l'entrée canalairale jusqu'à l'apex. Selon que le praticien travaille sur une dent avec un ou plusieurs canaux, l'examen de la radio détermine la forme finale de la cavité d'accès. Bien entendu les formes habituelles servent toujours de base mais ne sont pas des impératifs.

L'objectif d'une cavité d'accès idéale est de permettre un parage et surtout une progression des instruments sans contraintes ni interférences. Les interférences rencontrées par l'instrument NiTi augmentent les risques de fracture par fatigue. Selon l'orientation des entrées canalaires, la cavité d'accès peut être plus ou moins retouchée. Il est essentiel que le chirurgien-dentiste garde à l'esprit l'anatomie canalairale habituelle des dents mais également leurs cas particuliers. Le soin endodontique par rotation continue n'en sera que plus simple et se fera en toute sécurité lorsque la cavité d'accès est idéalement préparée. Le praticien doit donc se placer dans une position adéquate pour la réalisation de ce primat qu'est la cavité d'accès.

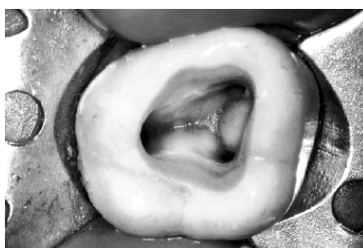
### **3. Première approche du soin endodontique : l'accès aux canaux**

Une fois la cavité d'accès réalisée, les instruments vont pouvoir être insérés dans le canal pour réaliser son parage et sa mise en forme. Avant d'entamer la préparation canalairale, le chirurgien-dentiste doit repérer les différentes entrées canalaires. Pour y parvenir, l'opérateur dispose de plusieurs instruments et dispositifs.

#### ***a) La mise en évidence des entrées canalaires***

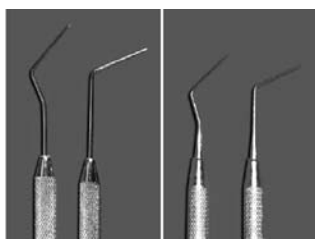
L'opérateur doit toujours garder à l'esprit que le plancher pulpaire lui donne des informations déterminantes sur la position des entrées canalaires. Sans nécessiter d'aides optiques, le chirurgien-dentiste doit savoir lire les indications fournies par la cartographie du plancher pulpaire.

L'examen du plancher de la pulpe coronaire donne des indices sur le nombre et la position des orifices canalaires du fait des différences de couleurs et de la présence de légères saillies et de sillons.



*Illustration du plancher pulpaire d'une première molaire mandibulaire et sa cartographie*

Le sondage à l'aide d'une sonde exploratrice fine permet de plonger dans les entrées canalaire et ainsi de connaître leur position. La recherche des orifices canalaire s'effectue à l'aide d'une sonde fine et ferme (sonde DG16 de Maillefer, sonde EXDG16 de Hu-Friedy). Si la sonde s'enfonce, l'utilisation d'une lime Hedström de faible calibre (15 par exemple) est utilisée pour déterminer s'il s'agit bien d'un canal radiculaire. Dans ce cas seulement l'orifice canalaire commence à être élargi au niveau coronaire.



*Sondes Hu-Friedy DG-16 à gauche et Sondes JW-17 à droite*

En endodontie, les exigences du travail sous microscope opératoire ont conduit à la nécessité d'une instrumentation capable de ne pas obstruer le champ visuel. L'évolution de l'instrumentation ultrasonore et la mise au point d'inserts spécifiques suffisamment fins et contre-angulés ont permis de répondre à ces exigences. En termes d'accessibilité et de visibilité, leur supériorité est inégalée.

L'utilisation d'alliage de titane a permis de fabriquer des inserts de longueurs et de formes adaptées aux différents secteurs radiculaires tout en favorisant la transmission des ultrasons. Conjointement, les nouveaux générateurs qui ont intégré un asservissement automatique des fréquences (*cruise control*), la maîtrise des puissances et la possibilité d'un système d'air sur l'insert, permettent à l'opérateur de contrôler les vibrations et de les adapter avec précision aux nécessités de chaque situation clinique.

Chaque insert est composé de trois parties : une partie cervicale qui le lie à la pièce à main, un corps et une extrémité travaillante plus ou moins longue. Selon la nature de la partie travaillante, on distingue trois grandes familles d'inserts endodontiques, qui ont des actions et des indications bien différenciées.

<b>Insert (extrémité)</b>	<b>Action</b>	<b>Indication</b>
Lime	Nettoyage canalaire	Activation hypochlorite
Abrasif	Elargissement	Entrées et parois canalaire
Conique lisse	Martèlement	Elimination de corps étrangers
	Vibration	Condensation de gutta-percha

Lors du traitement ou du retraitement endodontique, l'instrumentation ultrasonore est complémentaire des instrumentations rotative et manuelle. Ces dernières sont toujours recommandées pour la préparation des cavités d'accès, le cathétérisme et la mise en forme canalaire. En endodontie, la spécificité de l'instrumentation ultrasonore est de permettre un contrôle visuel permanent sous aide optique, pour une sûreté de précision du travail.

Les inserts ultrasonores peuvent être utilisés à différents stades du traitement :

- aménagement de la cavité d'accès,
- débridement,
- obturation canalaire.

Les effets physiques ou biologiques recherchés lors de ces étapes sont très différents et nécessitent l'utilisation d'inserts de profil et de mode d'action distincts.

	<b>Forme</b>	<b>Action</b>	<b>Irrigation</b>	<b>Puissance</b>	<b>Indications</b>
Inserts diamantés	Boule	Abrasion	Sans/air	Moyenne faible	Elimination calcifications
	Cylindro- conique				Elimination calcifications et surplombs

L'accès aux entrées canalaires implique l'élimination de toutes les calcifications intra-camérales les oblitérant ou masquant la présence de canaux supplémentaires. De plus, la pénétration sans contraintes des instruments de préparation canalaire nécessite l'élimination de tout surplomb dentinaire.

L'élimination de ces structures est facilitée par l'utilisation d'inserts ultrasonores abrasifs. Le travail s'effectue par pression latérale légère de façon à contrôler le travail de l'instrument et à éviter tout acte iatrogène. Ce contrôle se fera toujours sous aide optique grossissante et sans irrigation.

La coloration grâce à une solution de bleu de méthylène peut également être un apport judicieux. Le bleu de méthylène (C<sub>16</sub>H<sub>18</sub>ClN<sub>3</sub>S) existe sous forme d'une poudre vert foncé ou sous la forme de cristaux scintillants vert foncé ressemblant à du bronze.

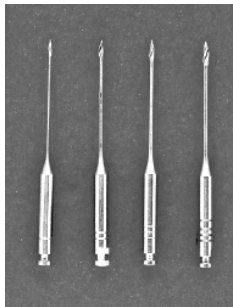
Le bleu de méthylène est largement utilisé en chimie, en médecine, en dentisterie et dans les techniques de coloration industrielle. Pour détecter des canaux radiculaires, le praticien peut appliquer le bleu de méthylène dans la cavité d'accès à l'aide d'une pipette à usage unique et élimine l'excédent par rinçage. De ce fait, les orifices canalaires sont facilement distingués de la dentine plus faiblement colorée car ils contiennent des restes de tissu pulpaire. Cependant lorsque la chambre pulpaire est oblitérée, cette technique ne permet pas de conclure.

Par conséquent le chirurgien-dentiste possède de très nombreuses aides, qu'elles soient fournies par la dent (cartographie du plancher), par la chimie (bleu de méthylène) ou par la physique (microscope). Ces équipements facilitent la détection des entrées canalaires. Mais la préparation canalaire ne fait que commencer, et suite à cette exploration, la pénétration de l'instrument dans le canal peut parfois nécessiter un évasement coronaire.

## **b) L'élargissement coronaire**

La plupart du temps, les entrées canalaires peuvent être élargies à l'aide d'un instrument manuel. Cependant l'utilisation de forets spécifiques peut rendre de grands services.

Les forets Gates-Glidden sont les instruments universellement utilisés pour les traitements endodontiques mécanisés. Ils sont utilisés pour l'élargissement coronaire et lors de retrait des matériaux d'obturation. De diamètres 50, 70, 90, 110, 130 et 150 et respectivement de tailles 1, 2, 3, 4, 5, et 6, ces instruments sont reconnus pour leur capacité à évaser la partie coronaire du canal. Ils améliorent ainsi l'accès aux instruments. Cependant certains systèmes sont équipés de limes rotatives dévolues à cet élargissement coronaire.



*Forets de Gates-Glidden de taille 1, 2, 3 et 4 (de gauche à droite)*

Par exemple, l'Orifice-Shaper® du système Profile® permet d'évaser la partie coronaire sans dénaturer l'anatomie du canal.

Enfin, des limes manuelles très courtes de l'ordre de 15 à 18 mm sont également utilisées pour la pénétration du premier tiers coronaire du canal. Ce sont des broches K Reamer conçues selon le modèle de l'alésoir. Leur longueur réduite et leur extrémité spécialement préparée les rend plus faciles à insérer dans les canaux radiculaires que les instruments standards.

Une fois les entrées canalaires accessibles aux instruments rotatifs en Nickel-Titane, la préparation canalaire peut être entamée.



*Illustration de l'évasement des entrées canalaires d'une première molaire mandibulaire*

## **c) L'amélioration de la cavité d'accès**

En prenant en considération les impératifs de l'accessibilité aux canaux, le praticien peut se poser la question de la conservation d'un pan dentinaire.

Il est établi que l'amélioration de la cavité d'accès permet d'obtenir un accès en ligne directe de l'instrument depuis l'entrée coronaire jusqu'à l'apex. Effectivement ce trajet en ligne droite limite les contraintes sur l'instrument et par conséquent les risques de fractures. L'obtention des quatre murs permet de conserver un repère pour l'établissement de la longueur de travail.

En effet, l'un des impératifs de la cavité d'accès est de conserver quatre murs afin d'avoir une forme suffisante pour maintenir les irrigants canaux en place. Cependant, une dent avec des entrées canales présentant une orientation aberrante nécessite un délabrement plus important de la structure dentaire. Cet effet a tendance à fragiliser la dent. Cette même dent sera certainement reconstituée par une prothèse.

La propriété de superélasticité de l'alliage NiTi représente un intérêt essentiel dans le traitement endodontique. Malgré l'amélioration et l'élargissement coronaire des entrées canales, la lime peut parfois être confrontée à des courbures qui mettent à mal la propriété de flexibilité de l'instrument. Ces contraintes supplémentaires décuplent le risque de fracture. Le praticien est alors confronté à un choix délicat : soit privilégier le maintien des irrigants canaux et le repère fourni par les pans de la dent pour la longueur de travail, soit provoquer le délabrement volontaire d'un mur de la dent pour permettre d'une part une insertion de la lime en limitant les contraintes sur cette dernière et d'autre part une augmentation de la visibilité. La notion de bénéfice/risque est alors engagée. Il apparaît clairement que la limitation du risque de fracture prend le pas sur la conservation d'un pan dentaire. Le praticien doit alors engager une procédure de délabrement volontaire de la dent malgré ses convictions.

#### *d) L'alternance entre lime manuelle et lime mécanisée pour évaser les entrées canales*

L'amélioration de l'entrée canalaire passe aussi par l'évasement de la partie coronaire. Cet évasement peut être nettement amélioré à l'aide des différents forets, notamment les forets de Gates-Glidden. Cependant leur utilisation nécessite la détection précise du canal.

Les auteurs s'accordent sur plusieurs points :

- l'utilisation de dispositifs ultrasoniques à embout diamanté peut être nécessaire pour l'élimination de becquets dentinaires qui recouvrent l'entrée canalaire. Cependant leur utilisation pour la préparation canalaire est déconseillée car ces dispositifs présentent un risque accru de déformation de la forme du canal, voire une perforation,
- la présence de calcifications détectables par la couleur jaune-brun spécifique doit être retenue et si le cas se présente, ces calcifications doivent être éliminées à l'aide d'un instrument rotatif,
- l'utilisation d'une lime de petit calibre, comme par exemple un diamètre 15, qui va être insérée délicatement dans le canal afin d'évaser son entrée,
- une fois que l'entrée canalaire permet un passage sans interférences de l'instrument manuel, les forets d'évasement coronaire peuvent être insérés,
- enfin les instruments de rotation continue sont insérés pour entamer la préparation canalaire.

Par conséquent, le praticien doit utiliser tout d'abord des instruments manuels afin d'évaser l'entrée canalaire sans risquer une perforation. La prise d'une radiographie avec la lime en place peut aider à la confirmation de l'anatomie canalaire. Ce n'est que lorsque l'entrée canalaire est suffisamment élargie que l'instrument NiTi peut être inséré. Cette précaution n'évite pas la fracture mais permet d'en limiter le risque.

L'alternance lime manuelle/lime mécanisée est donc nécessaire pour un évasement suffisant de l'entrée canalaire, et cette précaution est d'autant plus indispensable que le diamètre de l'entrée canalaire est réduit (*BLUM et coll., 2003*).

En conclusion, une bonne cavité d'accès, une connaissance des nombreuses variabilités de l'anatomie canalaire et une détection optimale des entrées canales suivie d'un évasement suffisant offrent au praticien des bases solides pour entamer la mise en forme et le parage du canal. Cependant le soin endodontique ne se limite pas à l'accès de l'instrument, et même si la fracture est limitée grâce à l'application des précautions citées auparavant, le risque de briser un instrument reste présent.

## **B. L'insertion de l'instrument dans le canal dentaire-données actuelles sur l'anatomie canalaire des dents**

Le chirurgien-dentiste, après avoir suivi les recommandations pour la conception de la cavité d'accès et l'élargissement des entrées canales, va pouvoir insérer l'instrument en Nickel-Titane dans le canal pour éliminer le tissu pulpaire infecté ou mortifié. Cependant les canaux peuvent présenter des formes inhabituelles, et certaines classifications ont établi des bases d'anatomie. Il suffit ensuite à l'opérateur d'établir la séquence instrumentale idéale selon le type de canal rencontré.

L'un des principaux objectifs de la préparation canalaire est d'éliminer le tissu pulpaire enflammé ou mortifié adhérent aux parois. Pour ce faire, l'instrument endodontique doit épouser l'anatomie canalaire au maximum. La principale raison d'être de la préparation canalaire consiste à repérer et surtout nettoyer les canaux. Deux classifications vont être abordées : tout d'abord la classification de Weine qui regroupe quatre types de configuration canalaire, ensuite la classification complexe de Vertucci complétée par Sert qui regroupe neuf types de configuration canalaire. Cette base servant aujourd'hui de données acquises de la science se voit superposer un pourcentage plus ou moins important de canaux primaires et secondaires sur toutes les dents. Depuis l'incisive mandibulaire à deux canaux jusqu'à la première molaire maxillaire et son deuxième canal mésio-vestibulaire en passant par la première prémolaire maxillaire à trois canaux, la difficulté de préparer une dent ayant parfois des canaux avec une anatomie aberrante côtoie le risque de passer à côté d'un canal primaire additionnel. Autant d'impondérables avec lesquels le praticien doit composer en permanence pour réussir une préparation canalaire optimale.



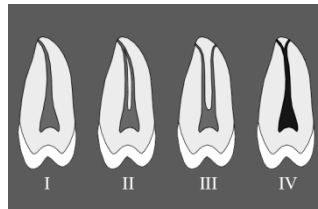
## 1. Les différentes classifications

### a) *La classification de Weine*

Weine a classé les configurations canalaires rencontrées au sein d'une racine en quatre types :

- type I : 1 seul canal allant de la chambre pulpaire à l'apex,
- type II : 2 canaux partant de la chambre pulpaire et se rejoignant pour n'en former qu'un seul, peu avant l'apex,
- type III : 2 canaux séparés et distincts allant de la chambre pulpaire jusqu'à l'apex,
- type IV : 1 canal qui part de la chambre pulpaire et se divise en 2 canaux séparés et distincts avant l'apex.

Parfois il peut exister une division apicale en plusieurs canaux formant ainsi un delta apical ce qui complexifie encore un peu plus la préparation et l'obturation canalaires.



*Illustration des 4 types canalaires selon la classification de Weine*

### b) *La classification de Vertucci et Sert*

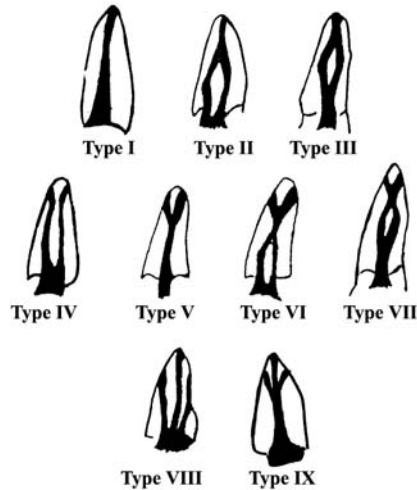
Diverses classifications ont été proposées pour offrir une connaissance plus proche de la réalité et plus complète de la myriade des variations anatomiques. Etablie en 1984, la classification exhaustive de Vertucci différencie le nombre de canaux en fonction de ceux qui :

- commencent au plancher de la chambre pulpaire,
- se forment tout au long de la trajectoire canalinaire,
- s'ouvrent au niveau du foramen apical.

A partir de cette classification apparaissent huit types de configuration canalinaire. Une classification additionnelle va être développée par Sert, portant à neuf le nombre de types de canaux :

- type I : 1 canal et 1 foramen apical,
- type II : 2 canaux et 1 foramen apical,
- type III : 1 entrée canalinaire, 2 canaux et 1 foramen apical,
- type IV : 2 canaux séparés,
- type V : 1 canal et 2 foramen apicaux,

- type VI : 2 canaux qui se rejoignent en 1 point et se séparent en 2 foramen apicaux,
- type VII : 1 canal qui se sépare en 2, se rejoint et se sépare à nouveau en 2 foramen apicaux,
- type VIII : 3 canaux séparés,
- type IX : 1 canal qui se sépare en 3 foramen apicaux.



*Schéma de la classification de Vertucci (type I à VIII) et Sert (type IX)*

Force est de constater que l'anatomie des canaux radiculaires peut parfois devenir très complexe et leur préparation nécessite des techniques et des astuces comme le principe de la précourbure des limes. En plus de ces variations anatomiques, d'autres types canaux ont été dévoilés. Une classification de difficulté est envisageable d'une part en retenant le rayon de courbure d'un canal et d'autre part en détectant l'anatomie de ce canal. Par exemple, un canal droit présentant un type IX est délicat à mettre en forme. Cependant, dans le cadre de cet exposé, les fractures des instruments Nickel-Titane sont dues plus fréquemment aux rayons de courbure qu'à l'anatomie du canal. Par conséquent la classification proposée ci-après établit une graduation de ce rayon de courbure qui conditionne la difficulté du canal.

Une étude de SERT et BAYIRLI, menée sur la configuration canalaire des dents permanentes maxillaires et mandibulaires chez une population turque, répertorie tous les types décrits par la classification de Vertucci et met en évidence 14 nouveaux types. Cette étude est prise en exemple pour démontrer la complexité du système canalaire. Les tableaux suivants regroupent les différents types canaux et leur configuration en fonction des dents, par genre, chez une population Turque (*J. Endod., 2004*).

SECTEUR	DENT	Incisive centrale		Incisive latérale		Canine		Première prémolaire		Deuxième prémolaire		Première molaire						Deuxième molaire					
		GENRE		H	F	H	F	H	F	H	F	H			F			H			F		
		NOMBRE DE DENTS		100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100			100			100			100
												MV	MD	P	MV	MD	P	MV	MD	P	MV	MD	P
<b>Maxillaire</b>	Canal Type 1 (1)	98	99	91	90	91	96	9	12	26	38	3	92	94	10	89	95	26	98	100	56	98	100
	Canal type 2 (2-1)		1	2	5	3		13	12	20	20	42	1		37	5		31	2		22	2	
	Canal type 3 (1-2-1)			4	5	4		6	5	3	17	19	5	3	10	2		14			2		
	Canal type 4 (2)	2				2	4	60	63	34	17	29	1	3	27	4		19			6		
	Canal type 5 (1-2)			3				5	2	9	3	2	1		2		2	2			8		
	Canal type 6 (2-1-2)								2	2	1	2			4			5			4		
	Canal type 7 (1-2-1-2)							2		3	3	1			10			1					
	Canal type 8 (3-1)							2	4	2	1							1					
	Canal type 9 (3)																3						
	Canal type 10 (1-2-3-2)							3		1								1					
	Canal type 11 (1-2-3-4)																						
	Canal type (3-2-1)											1											
	Canal type (2-3-2-1-2)											1											
	Canal type (2-3-1-3-1-4)																				1		
	Canal type (3-2-1)																				1		

Tableau récapitulatif des configurations canales des dents maxillaires permanentes chez une population Turque (J. Endod., 2004)

SECTEUR	DENT	Incisive centrale		Incisive latérale		Canine		Première prémolaire		Deuxième prémolaire		Première molaire				Deuxième molaire																	
	GENRE	H	F	H	F	H	F	H	F	H	F	H		F		H		F															
	NOMBRE DE DENTS	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100		100		100		100														
		M																D															
		M	D	M	D	M	D	M	D	M	D	M	D	M	D	M	D	M	D	M	D												
<b>Mandibulaire</b>	Canal Type 1 (1)	35	30	38	36	90	62	65	56	57	85	1	53	3	54	14	78	11	74														
	Canal type 2 (2-1)	30	24	29	24	9	22	9	28	7	7	47	12	41	13	36	4	27	7														
	Canal type 3 (1-2-1)	24	28	23	29		13	11	10	7		5	24	5	18	20	14	23	12														
	Canal type 4 (2)	8	10	10	8		3	10	4	18		41	6	45	13	23	2	33	2														
	Canal type 5 (1-2)	1						5		6	8		3	2	2	3	1	1	4														
	Canal type 6 (2-1-2)									3																							
	Canal type 7 (1-2-1-2)									2							1		1														
	Canal type 8 (3)		2						2				3	2																			
	Canal type 9 (1-3)												3		2		2		5														
	Canal type 10 (1-2-3-2)	1			1																												
	Canal type 11 (1-2-3-4)																																
	Canal type (1-2-3-2-1-3)	1																															
	Canal type (1-3-4-1)					1																											
	Canal type (1-2-4-2)		1																														
	Canal type (1-3-1-2)		1																														
	Canal type (1-2-4-3-1)		1																														
	Canal type (1-2-3-1)		1																														
	Canal type (1-2-3-2-1)		1																														
	Canal type (1-2-3-2)		1																														
	Canal type (2-3-2)				1																												
Canal type (2-1-2-1)				1																													

Tableau récapitulatif des configurations canales des dents mandibulaires permanentes chez une population Turque (*J. Endod., 2004*)

## 2. La classification des difficultés canalaire

Il est essentiel d'introduire quelques notions pour pouvoir graduer la difficulté des différents canaux. En effet l'anatomie canalaire détermine la séquence instrumentale à utiliser. Cependant ce n'est pas la longueur du canal ou le nombre de canaux qui conditionnent la difficulté, mais bien l'angle et le rayon de courbure du canal.

L'angle de courbure est défini comme le nombre de degrés sur l'arc du cercle entre les points de début et de fin de courbure et est exprimé en degré. Le rayon du cercle correspond au rayon de courbure du canal et est exprimé en millimètres (PLOTINO *et al*, *Int. Endod. J.*, 2010).

D'après J.P. PRUETT qui a déterminé géométriquement la courbure par un cercle tangent à l'axe principal du canal et à l'axe de la trajectoire canalaire apicale, il en ressort qu'un grand angle de courbure augmente le risque de survenue de la fracture. Il est alors possible de déterminer une classification de la difficulté canalaire.

En 1971, SCHNEIDER *et coll.* énoncent les critères permettant la détection de l'angle de courbure. (*Oral Surg.*, 1971)

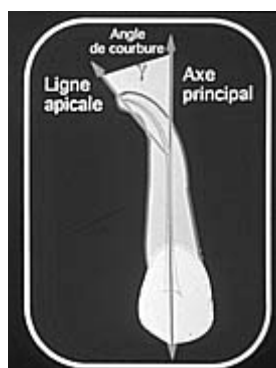


Illustration de l'angle de courbure de Schneider

Une autre étude menée par S.B. MIZE, D.J. CLEMENT, J.P. PRUETT et D.L. CARNES en 1998 confirme cette démonstration. En effet des instruments stérilisés ou non sont soumis à une préparation de canaux artificiels de rayon de courbure différent. Cette expérimentation auparavant menée pour étudier les effets de la stérilisation sur la fatigue des instruments met à jour une autre propriété. En effet, les écarts mesurés entre les instruments stérilisés ou non ne sont pas significatifs. Cependant, les écarts des valeurs de résistance à la fracture enregistrés entre les instruments qui préparent des canaux de 5 mm de rayon d'angle et ceux qui préparent des canaux de 2 mm de rayon d'angle sont significatifs. Pour un rayon de courbure de 5 mm, les instruments fracturent au bout de 532 cycles de rotation tandis que des instruments qui préparent des canaux de 2 mm présentent une fracture au bout de 279 cycles. L'expérimentation se déroulant à une vitesse constante, les auteurs peuvent conclure que le rayon de courbure doit être apprécié avant toute chose pour adapter la séquence instrumentale. La fracture survient d'autant plus rapidement que le rayon de courbure diminue.

Cependant certains canaux présentent une anatomie aberrante qui a longtemps empêché le traitement d'un canal : les canaux en baïonnette. Ce type de canal en S présente une double courbure qui accroît le risque de fracture. Selon une étude d'ALBOU de 1986, la fréquence se répartit comme suit :

- 6 % pour l'incisive latérale maxillaire,
- 7 % pour la canine maxillaire,
- 8 % pour la racine vestibulaire de la première prémolaire maxillaire,
- 21 % pour la deuxième prémolaire maxillaire,
- 4 % pour la racine palatine de la première molaire maxillaire,
- 1 % pour la racine mésio-vestibulaire de la première molaire maxillaire,
- 10 % pour la racine disto-vestibulaire de la première molaire maxillaire,
- 2 % pour la canine mandibulaire,
- 7 % pour la première prémolaire mandibulaire,
- 7 % pour la deuxième prémolaire mandibulaire,
- 7 % pour la racine mésiale de la première molaire mandibulaire,
- 6 % pour la racine distale de la deuxième molaire mandibulaire.

L'apparition des limes en Nickel-Titane avec leur propriété de superélasticité permet une mise en forme de ce canal. Cependant cette propriété ne doit pas limiter la précaution d'utilisation. Le praticien doit toujours être prudent lorsqu'il aborde ce type de canaux.

#### **a) Les canaux dits « droits »**

Pour un angle de courbure inférieur à 10° ou un rayon de courbure supérieur à 25 mm, on considère que le canal est droit. La difficulté canalaire est donc très faible.

#### **b) Les canaux dits « moyens »**

Lorsque l'angle de courbure se situe entre 10° et 25° ou que le rayon de courbure est compris entre 11 et 25 mm, la courbure est dite modérée. Le praticien doit alors préparer un canal d'une difficulté moyenne.

#### **c) Les canaux dits « difficiles »**

Enfin pour tout angle de courbure supérieur à 25°, rayon inférieur à 11 mm, ou lors de canaux en baïonnette, la difficulté de préparation de ce canal est maximale et les contraintes sur les instruments sont majorées.

#### **d) La jauge de contrôle FKG**

La firme FKG propose un transparent à placer sur la radio pour déterminer l'angle de courbure de la racine et établir ainsi un degré de difficulté. Le degré se décline en trois zones : une zone simple ou S, une zone moyenne ou M et une zone difficile ou D. Les zones M et D s'étendent autour de la zone S qui se situe elle-même au centre, la zone D étant la plus en périphérie.

Bien qu'utile et bien étudiée, cette jauge ne peut être utilisée correctement que sur une radiographie rétro-alvéolaire argentique. Ce type de radiographie est très apprécié par les praticiens grâce notamment à son excellent rendu et à sa précision, mais le développement de la radiographie demande plus de temps qu'une radiographie numérique.



Jauge de courbure

*Application de la jauge de contrôle SMD*

#### **e) Des obstacles sur le trajet des instruments endodontiques : les calcifications et les pulpolithes**

Les instruments sont donc soumis à des forces durant toute leur progression dans le canal. L'anatomie canalaire joue un rôle important parmi les multiples facteurs de la rupture instrumentale. Cette anatomie présente des courbes parfois délicates à négocier, et des aberrations d'anatomie représentant un réel défi pour le chirurgien-dentiste. Au sein de ces canaux, le tissu pulpaire peut se calcifier, ou la lumière du canal peut s'oblitérer. Dès cet instant, le chirurgien-dentiste est confronté à un nouvel obstacle mais différentes procédures permettent de le surmonter.

##### **(1) Définition**

La couche odontoblastique n'est pas la seule couche pulpaire capable de former des tissus minéralisés. Des dépôts de fibro-dentine s'observent également sous forme de calcifications pulpaire, même au centre de la pulpe. Les études histologiques de BEER et coll. ont permis d'observer des dépôts minéralisés dans les dents déciduales ou permanentes, après ou avant éruption chez les personnes jeunes ou âgés.

Selon leur origine, les calcifications pulpaire ou pulpolithes peuvent être différenciés en vraies ou fausses calcifications et, selon leur position par rapport à la paroi canalaire, en calcifications pulpaire libres, adhérentes ou interstitielles.

Toutes les calcifications pulpaire de structure régulière sont des anomalies d'invagination au cours desquelles il se produit une invagination partielle de la dentine à l'intérieur de la chambre pulpaire. Les invaginations complètes de dentine peuvent engendrer une « dens in dente ».

Comparée à celle des dents saines, la minéralisation des dents cariées est significativement supérieure. De plus, à mesure que le processus carieux s'étend, le nombre et l'étendue des calcifications pulpaire augmentent.

Les autres causes engendrant la formation de calcifications pulpaire sont l'abrasion ou l'érosion sévère, la torsion du système vasculaire du fait des techniques chirurgicales par exemple, les parafunctions occlusales ainsi que les lésions dentaires traumatiques.

La minéralisation étendue à l'intérieur du canal radiculaire peut augmenter la difficulté de la séquence instrumentale lors de la préparation canalaire.

Avec l'âge, la formation de la dentine intrapulpaire devient plus importante et, de ce fait, le canal radiculaire se rétrécit de plus en plus. Cette formation de tissu minéralisé est généralement la conséquence d'un processus inflammatoire.

50 % des dents ayant une fracture coronaire présentent également ce type de minéralisation, y compris des calcifications lamellaires ainsi que des dépôts diffus. Des cellules inflammatoires sont observées dans 25 % des cas.

Chez les 10-20 ans, les dents saines contiennent des pulpolithes seulement chez 8 % des patients. Dans ce même groupe d'âge, l'incidence des pulpolithes dans les dents cariées atteint 36 %.

Dans le groupe d'âge 45-63 ans, 90 % des dents examinées présentent des calcifications. Ces calcifications ne sont visibles sur les radiographies que lorsqu'elles dépassent 200 µm.

## (2) L'utilisation d'un chélateur et ses effets sur l'instrument

L'étude menée par BOESSLER et coll. en 2007 enregistre les impacts des paramètres lubrifiants sur le Torque et la force des instruments en Nickel-titane. Des instruments Profile® de calibre 30 et de conicité 6 % sont utilisés dans des canaux artificiels de dentine humaine. Des solutions aqueuses de NaOCl à 1 % et d'acide éthydronique à 18 % (solution du chélateur) sont étudiées pour évaluer les valeurs maximales du Torque, les charges en torsion et les valeurs maximales de force des instruments. L'impact du temps d'exposition de la dentine à la solution lubrifiante est identique, autant pour sa forme galénique (sous forme de gel) que pour la solution aqueuse présente dans cette étude. En revanche les solutions aqueuses diminuent sensiblement l'issue de toutes les variables comparées aux conditions sèches. L'utilisation d'une irrigation massive lors de la préparation canalaire est indispensable au maintien des propriétés de l'instrument. L'incorporation d'un chélateur réduit sensiblement ces valeurs donc facilitent la progression de l'instrument, alors que l'hypochlorite de sodium possède un comportement similaire à celui de l'eau. Les effets du



chélateur sont immédiats et n'augmentent pas dans le temps. En contrepartie, une solution aqueuse de lubrifiant est plus bénéfique qu'un gel (*J. Endod.*, 2007).

Par conséquent, un instrument en Nickel-Titane en contact avec un chélateur voit sa résistance à la torsion augmentée grâce à une lubrification des parois. Les valeurs du Torque diminuent car la résistance des parois sur l'instrument est moins importante.

Cette affirmation est confirmée par l'étude de PETERS et coll. Le but de cette étude est d'évaluer les effets des lubrifiants sur le Torque généré pendant la préparation de canaux artificiels en dentine par les systèmes ProTaper® et Profile®. L'eau, une solution aqueuse d'EDTA à 15 % et un gel de type Glyde contenant 15% en poids d'EDTA sont utilisés pour l'expérimentation. Le Torque et les forces apicales sont mesurés. Les charges en torsion sont enregistrées selon l'évolution des valeurs du Torque. Les données sont comparées grâce à l'analyse des variances de type  $\alpha$  dont le taux d'erreur  $p = 0,05$ . Les valeurs maximales du Torque du système Profile® sont significativement réduites lors du contact avec l'EDTA ( $p < 0,005$ ), contrairement à celles obtenues lors du contact avec le Glyde. Les valeurs maximales du Torque du système ProTaper® ne sont pas influencées par l'utilisation d'un lubrifiant ( $p = 0,372$ ). Les charges en Torsion sont systématiquement réduites pour les deux systèmes ( $p < 0,005$ ) lors de l'utilisation d'un lubrifiant. Les effets des deux solutions aqueuses sont meilleurs que ceux du gel. Les lubrifiants étudiés réduisent les forces du système ProTaper® dans un rapport compris entre 12 % et 54 % tandis que le Glyde semble augmenter les valeurs du système Profile®. Selon les conditions de cette étude de laboratoire, les solutions lubrifiantes apparaissent avantageuses. Les solutions aqueuses semblent être généralement plus efficaces que les solutions de type gel qui montrent des effets indésirables lors de leur utilisation combinée avec un système dont la section est en triple U (Profile®) (*Int. Endod. J.*, 2005).

L'utilisation d'une solution contenant un chélateur et/ou un lubrifiant permet de diminuer les valeurs du Torque sur l'instrument, donc d'améliorer sa progression dans le canal en limitant son risque de torsion puis de rupture. Les intérêts d'une irrigation abondante portent principalement sur la désinfection du système canalaire grâce à un parage complet et sur la progression de l'instrument le plus en sécurité possible. Les auteurs préconisent l'emploi des solutions aqueuses plutôt que celui des pâtes et des gels.

L'irrigation est nécessaire au bon déroulement et à la pérennité du soin endodontique. La mise en forme et le débridement du canal permet d'obtenir une configuration adaptée à l'obturation tridimensionnelle étanche du système canalaire. Le succès du traitement dépend également de l'obtention d'une longueur de travail adéquate et surtout du respect du foramen apical.

### **3. L'apex : l'élément clef de toute préparation canalaire**

Dans la technique Crown-Down, les étapes de progression de l'instrument dans le canal sont successivement la préparation du tiers coronaire, du tiers moyen puis du tiers apical. Cet enchaînement permet d'établir une longueur de travail adaptée au canal. La longueur de travail correspond à la longueur de la racine et par conséquent à la longueur de l'obturation. Cette longueur part des entrées canalaires pour aller jusqu'au foramen apical. La limite apicale de préparation et d'obturation se situe idéalement au niveau de la constriction maximale du canal, considérée comme

le sommet du cône de Kuttler, à la jonction ciment-dentine. L'obtention de cette limite apicale conditionne le succès du traitement endodontique.

### a) Définition

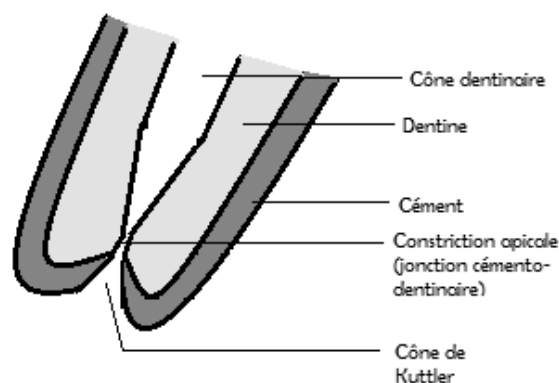
Selon la définition du petit Larousse illustré 2004, l'apex correspond au sommet d'un organe animal ou végétal. Cette définition est étendue à la dent. L'apex correspond donc au point culminant de la racine dentaire.

Les travaux de Kuttler (1955) ont permis d'avoir quelques précisions sur l'anatomie descriptive et topographique des canaux dans leur partie terminale. D'un point de vue anatomique, l'extrémité du canal radiculaire est formée de deux cônes opposés par leur sommet :

- le cône dentinaire qui a sa base au niveau de l'orifice caméral et son sommet au niveau de la jonction cémento-dentinaire,
- le cône cémentaire, inversé par rapport au premier, a son sommet à la jonction cémento-dentinaire et sa base au foramen apical.

L'ensemble est comparé à un sablier dont les deux compartiments sont disproportionnés et dont l'étranglement constitue la constriction apicale.

Le cône cémentaire est l'espace limité par les parois cémentaires, débutant au niveau de la constriction apicale et s'ouvrant dans le parodonte. Plus ou moins oblique par rapport au canal principal, il a une forme d'entonnoir irrégulier qui se modifie dans le temps par suite de processus physiologique (apposition cémentaire) ou pathologique (résorption radiculaire). La base du cône cémentaire représente le foramen apical qui correspond à l'apex physiologique. Le sommet de ce cône contient le foramen mineur de l'apex, tandis que sa base correspond au foramen majeur de l'apex.



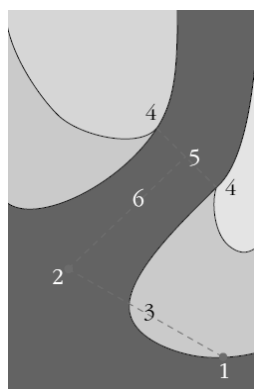
*Schéma des cônes dentinaire et cémentaire de l'apex*

Quelques chiffres sont fournis par l'étude histologique de Kuttler portant sur 436 canaux. Dans 96 % des cas, la jonction cémento-dentinaire est une réalité visible. A son niveau, ou très près de celle-ci, se trouve la constriction apicale dont le diamètre varie de 210 à 224 microns. Le foramen apical plus ou moins oblique par rapport au canal principal, présente un diamètre qui oscille de 502 à 681 microns. La hauteur du cône cémentaire, c'est-à-dire la distance qui sépare la jonction cémento-dentinaire du foramen apical, varie de 0,524 millimètre chez l'adulte à 0,629 millimètre chez le sujet âgé (apposition cémentaire continue au niveau apical).

D'un point de vue physiologique, la cavité pulpaire est bordée de dentine de structure canaliculaire, en rapport avec l'existence des odontoblastes radiculaires. A l'extrémité apicale, au sommet du cône dentinaire, il y a une diminution puis une disparition des cellules odontoblastiques et de la pulpe. Cette modification histologique représente la limite de l'endodonte, donc de l'endodontie. Au delà, l'opérateur est au niveau d'une structure différente : le cône cémentaire qui contient le paquet vasculo-nerveux afférent et des éléments desmondontaux. Après traitement endodontique, cette zone est le siège de la réparation biologique, à condition toutefois de ne pas compromettre les mécanismes de la cicatrisation apicale et péri-apicale et de créer un environnement favorable.

En général, l'emplacement du foramen ne correspond pas à l'apex anatomique mais apparaît excentré, situé en moyenne de 0,2 à 0,8 millimètre du vertex (point le plus élevé de l'apex). Ainsi, selon SCHWARTZ, 70 % des foramina sont excentrés. La constriction apicale est donc située en deçà de l'apex anatomique. Ces déviations peuvent parfois être mises en évidence sur un cliché radiographique lorsqu'elles sont orientées vers les faces proximales. Elles passent totalement inaperçues lorsqu'elles sont dirigées vers la face vestibulaire ou linguale. Ainsi la distance séparant la constriction apicale de l'apex anatomique est en moyenne comprise entre 0,5 et 2 millimètres. Cette distance augmente avec l'âge et est plus importante au niveau des dents postérieures qu'au niveau des dents antérieures.

L'apex radiographique est la projection sur un cliché radiographique de la limite radiculaire la plus éloignée de la couronne. Il diffère de l'apex anatomique dans tous les cas où la racine présente une courbure apicale. Dans le cas d'une courbure vestibulaire ou palatine (non radiovisible), l'incidence radiographique vestibulolinguale ne permet pas de localiser l'apex anatomique.

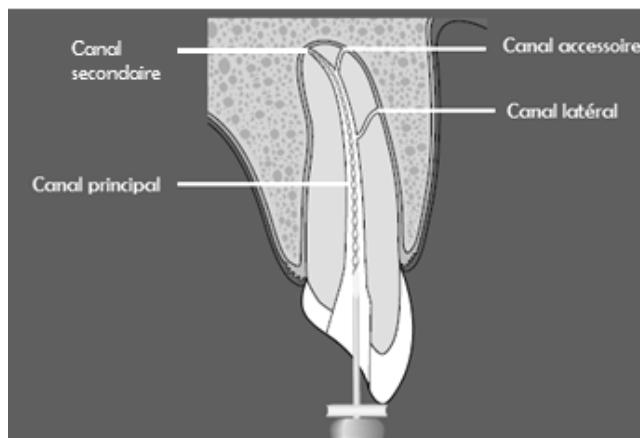


*Illustration schématique de l'apex (1 : apex anatomique ou vertex, 2 : centre du foramen majeur apical, 3 : distance vertex-foramen apical, 4 : jonction cémento-dentinaire, 5 : foramen mineur apical, 6 : distance foramen majeur-foramen mineur)*

## b) La structure de l'apex

Quelques auteurs ont tenté de classer les différentes ramifications du réseau canalaire (CARAMES DE APRILE en 1959 et BOURDEAU en 1974). De toutes, la classification de DE DEUS en 1975 est la plus évidente. L'auteur ne s'est intéressé qu'aux canaux qui relient la pulpe au parodonte. Il a mis à part le delta apical qu'il considère très fréquent sinon habituel. Cette classification distingue :

- le canal latéral situé dans la partie moyenne de la racine qui relie le canal principal et le desmodonte,
- le canal secondaire situé entre 1 millimètre et 3 millimètre de l'apex qui relie le canal principal et le desmodonte,
- le canal accessoire qui est une ramification du canal secondaire.



*Illustrations des ramifications canales de la racine dentaire*

Une étude de MIÖR et coll. porte sur la structure de la région apicale des dents humaines. L'accent est mis sur les tubules dentinaires et leurs branches.

Plusieurs études histologiques ont démontré la complexité et l'irrégularité du système canalaire. Des débris tissulaires restent souvent prisonniers du système malgré une instrumentation méticuleuse et une irrigation abondante. Le débridement complet est un idéal qui n'est jamais parfaitement obtenu, même si le scellement des communications entre le système canalaire et les tissus périapicaux devient un but essentiel en endodontie.

La partie apicale des dents humaines montre des variations marquées de sa structure. Les canaux accessoires, les zones de résorption et d'apposition sont régulièrement retrouvés. Des calcifications pulpaire occasionnelles libres, attachées ou intégrées, de la dentine secondaire et même du cément sont également présentes au niveau de l'apex. Le cément ici retrouvé est identique à celui qui recouvre le mur extérieur de la racine. L'apex dévie souvent de l'axe longitudinal du canal. La direction et la densité des tubules dentinaires primaires sont multiples. Certaines zones sont dépourvues de tubules (*Int. Endod. J.*, 2001).

La structure irrégulière et variable de la région apicale des dents humaines représente un défi particulier au cours de la thérapie endodontique. Que ce soit lors de l'instrumentation du canal, lors

de son irrigation ou au moment de son obturation, la perméabilité de l'apex vis-à-vis des tissus périapicaux est primordiale. Cette zone représente l'issue du traitement endodontique. Son respect permet d'augmenter les chances de réussite du traitement. Le chirurgien-dentiste doit prendre en compte la complexité de son réseau.

### c) *L'importance de l'étanchéité apicale*

Le respect du foramen apical est essentiel pour obtenir une évolution favorable au traitement endodontique. Le sommet du cône de Kuttler représente la limite idéale de l'obturation canalaire. Ce cône sert de repère tactile puisque l'insertion d'une lime K manuelle calibre 15 dans le canal permet habituellement de sentir la constriction apicale tout en respectant l'intégrité du foramen. L'étanchéité du canal est obtenue grâce à une détermination précise de la longueur de travail. Cette longueur de travail est établie soit grâce à la radiographie, soit à l'aide d'un détecteur d'apex.

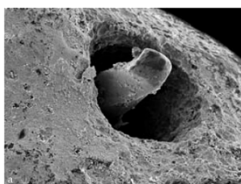
Les localisateurs d'apex sont une aide supplémentaire pour la détermination de la longueur de travail, et un gain de temps précieux au cabinet dentaire. Cependant leur efficacité n'est pas significativement différente de celle des méthodes conventionnelles de radiographie (MARTINEZ-LOZANO et coll. (*Int. Endod. J.*, 2001), HOER et ATTIN (*Int. Endod. J.*, 2004)).

Les localisateurs d'apex et les méthodes radiographiques ne sont pas les seuls paramètres qui interviennent dans la détermination de la longueur de travail. En effet, la sensation tactile de la lime initiale amenée à l'apex permet de donner une idée de cette longueur au praticien. Cette sensation est améliorée par la préparation initiale de la cavité d'accès et par la mise en forme des tiers coronaire et médian du canal.

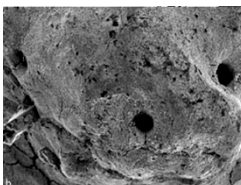
Les limites apicales de préparation et d'obturation se situent entre 0 et 2 millimètres du vertex radiographique. Suite à la détermination de la longueur de travail, l'instrumentation canalaire peut être entamée. Cette instrumentation, qui a pour but d'éliminer le tissu pulpaire mortifié et les copeaux de dentine, crée des bouchons dentinaires. Ces bouchons sont à l'origine d'éventuels engainements de l'instrument dans le canal et accroissent le risque de fracture par torsion de l'instrument (BERUTTI et coll., 2004).

L'instrumentation endodontique doit respecter le trajet canalaire et s'adapter aux parois pour éliminer la totalité du tissu pulpaire. L'irrigation abondante limite la formation de bouchons dentinaires. La cicatrisation apicale est améliorée par le respect de la perméabilité canalaire

L'adaptation des instruments endodontiques a suscité l'intérêt de FONSECA et de ses collaborateurs. L'observation de cette adaptation montre que les instruments sont très souvent déplacés sur un mur du foramen apical. Ce défaut d'adaptation est dû à la taille importante du foramen apical et à la forme irrégulière de l'apex. Ces mesures sont prises au niveau du foramen majeur dont le diamètre correspond souvent à des instruments de calibre 50 à 70. Le foramen mineur est quant à lui 40 % à 60 % plus petit. Cette étude révèle également l'importante quantité de foramina accessoires au niveau de l'apex radulaire (Endod. Pract. Tod., 2009).



*Image en microscopie électronique de l'adaptation d'une lime au foramen apical (x200)*



*Image en microscopie électronique des foramina accessoires de l'apex (x95) (remarquer à gauche l'instrument qui dépasse du foramen apical principal)*

Une autre étude porte sur les déplacements du foramen apical et la modification du trajet canalaire. JAVAHERI et coll. ont réalisé une comparaison entre trois systèmes de rotation continue en Nickel-Titane : Hero 642®, RaCe® et ProTaper®. Les canaux mésio-vestibulaires de soixante premières molaires mandibulaires avec des angles de courbure compris entre 25° et 35°, donc des canaux fortement courbés, sont préparés à l'aide d'un moteur basse vitesse avec contrôle du Torque. Les canaux sont évasés selon la technique du Crown-Down jusqu'à l'instrument de calibre 30. L'utilisation d'une plateforme radiographique permet de prendre des radiographies pré et post instrumentales reproductibles. Une analyse informatique permet un grossissement et une superposition des images. L'axe central de l'instrument initial et celui de l'instrument final sont radiographiquement superposés pour mesurer le déplacement à 1 millimètre de la longueur de travail. Les données recueillies sont comparées grâce à l'analyse statistique ANOVA. Une différence significative est observée dans le groupe préparé par le système ProTaper®. Les résultats suggèrent que les instruments de ce système doivent être complétés par l'utilisation d'autres instruments de plus petit calibre et plus flexibles comme le système RaCe®, notamment lors de la préparation des canaux courbes (*J. Endod.*, 2007).

Cette étude fait apparaître une notion essentielle pour le maintien de l'intégrité apicale et le respect du trajet canalaire. La combinaison de plusieurs systèmes de rotation continue permet de préparer des canaux fortement courbés tout en respectant leur anatomie.

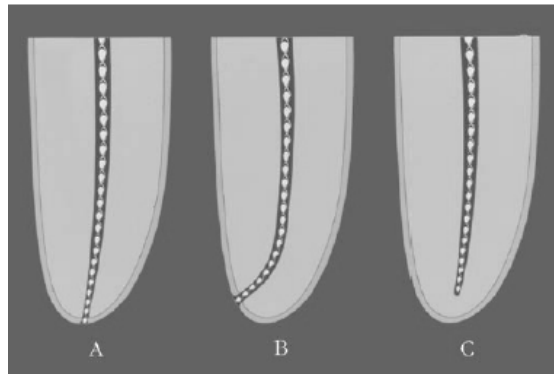
#### **d) Les courbures apicales**

L'un des objectifs du traitement endodontique est la réalisation d'une obturation tridimensionnelle étanche. Cette notion de dimensions représente toute la difficulté du soin endodontique. En effet, la radiographie est plate et ne représente que deux des trois dimensions de la dent. Le praticien est confronté à une perte d'informations capitales sur les courbures de la racine, et plus précisément sur les courbures apicales.

Par conséquent, les courbures présentées par la racine dentaire sont de deux ordres :

- radiovisibles, c'est-à-dire mésiales ou distales,
- non radiovisibles, c'est-à-dire vestibulaires ou linguales/palatines.

Les courbures commencent dans le tiers coronaire, moyen ou apical. Leur localisation au niveau de la racine dentaire est variable. Selon les dents, la fréquence de ces courbures varie. Il est plus fréquent de rencontrer des courbures mésiales ou distales, mais la prévalence des courbures non radiovisibles n'est pas négligeable. Ces courbures vestibulaires ou palatines/linguales s'appliquent à la racine tout comme à l'apex.



*Illustration schématique de l'apparence radiographique de la longueur de travail (A : canal droit, B : canal courbé en mésial ou en distal, C : canal courbé en vestibulaire ou en palatin/lingual)*

L'image en deux dimensions fournie par la radiographie limite l'évaluation de la courbure apicale (degré, longueur, orientation). La radiographie lime en place ne permet pas de détecter avec précision toutes les caractéristiques de cette incurvation apicale. Ce problème peut alors avoir de graves conséquences lors de la survenue de la fracture instrumentale. Cependant le nombre d'études associant l'apex et la fracture instrumentale est restreint. Des investigations ultérieures pourraient être menées.

Secteur	Dent	Nombre de racines (fréquence en pourcentage)	Racine	Courbures radiovisibles	Courbures non radiovisibles	
Maxillaire	Incisive centrale	1 (100%)		Racine droite 75% Courbure distale 8% Courbure mésiale 4%	Courbure vestibulaire 9% Courbure palatine 4%	
	Incisive latérale	1 (100%)		Racine droite 30% Courbure distale 53% Courbure mésiale 3% Forme en baïonnette 6%	Courbure vestibulaire 4% Courbure palatine 4%	
	Canine	1 (100%)		Racine droite 39% Courbure distale 32% Forme en baïonnette 7%	Courbure vestibulaire 13% Courbure palatine 7%	
	Première prémolaire	1 (39%)			Racine droite 36% Courbure distale 37%	Courbure vestibulaire 15% Courbure palatine 3%
		2 (60%)	Racine vestibulaire	Racine droite 28% Courbure distale 14% Forme en baïonnette 8%	Courbure vestibulaire 14% Courbure palatine 36%	
			Racine palatine	Racine droite 45% Courbure distale 14%	Courbure vestibulaire 28% Courbure palatine 9%	
	3 (1%)					
	Deuxième prémolaire	1 (85%)			Racine droite 10% Courbure distale 27% Courbure mésiale 2% Forme en baïonnette 21%	Courbure vestibulaire 13% Courbure palatine 4%
		2 (15%)	Racine vestibulaire Racine palatine			
	Première molaire	2 (2%)	Racine vestibulaire			
			Racine palatine			
		3 (98%)	Racine mésio-vestibulaire	Racine droite 21% Courbure distale 78% Forme en baïonnette 1%		
			Racine disto-vestibulaire	Racine droite 54% Courbure distale 17% Courbure mésiale 19% Forme en baïonnette 10%		
		Racine palatine	Racine droite 40% Courbure distale 4% Forme en baïonnette 1%	Courbure vestibulaire 55%		
Deuxième molaire	2 (10%)					
	3 (90%)	Racine palatine	Racine droite 37%	Courbure vestibulaire 63%		

Tableau récapitulatif des courbures radiculaires des dents maxillaires



Secteur	Dent	Nombre de racines (fréquence en pourcentage)	Racine	Courbures radiovisibles	Courbures non radiovisibles
<b>Mandibulaire</b>	Incisives centrale et latérale	1 (100%)		Racine droite 60% Courbure distale 25%	Courbure vestibulaire 15%
	Canine	1 (98%)		Racine droite 68% Courbure distale 20% Courbure mésiale 1% Forme en baïonnette 2%	Courbure vestibulaire 7%
		2 (2%)			
	Première prémolaire	1 (98%)		Racine droite 48% Courbure distale 35% Forme en baïonnette 7%	Courbure vestibulaire 2% Courbure linguale 7%
		2 (1,5%)			
		3 (0,5%)			
	Deuxième prémolaire	1 (98%)		Racine droite 43% Courbure distale 35% Forme de baïonnette 7%	Courbure vestibulaire 2% Courbure linguale 7%
		2 (2%)			
	Première molaire	2 (98%)	Racine mésiale	Racine droite 16% Courbure distale 84%	
			Racine distale	Racine droite 74% Courbure distale 21% Courbure mésiale 5%	
		3 (2%)			
	Deuxième molaire	1 (25%)			
		2 (74%)	Racine mésiale	Racine droite 27% Courbure distale 61% Forme en baïonnette 7%	Courbure vestibulaire 4%
			Racine distale	Racine droite 58% Courbure distale 18% Courbure mésiale 10% Forme en baïonnette 6%	Courbure vestibulaire 4%
3 (1%)					

Tableau récapitulatif des courbures radiculaires des dents mandibulaires

La fracture instrumentale des limes endodontiques en Nickel-Titane est plurifactorielle et complexe. De nombreux paramètres entrent en compte. Certains d'entre eux sont gérés par le praticien avant et pendant le traitement. Cependant le praticien ne peut pas prévoir tous les paramètres. Les règles d'aménagement et de préparation de la cavité d'accès et des premiers tiers radiculaires permettent de prévenir la fracture. La prévention n'est pas l'annihilation du risque.

Lors de la préparation endodontique d'un canal radiculaire dont l'apex est fortement recourbé en vestibulaire ou en palatin/lingual, la position de l'instrument n'est pas clairement détectable. Ces préparations délicates représentent un réel défi pour le praticien. Les instruments en Nickel-Titane apportent pourtant une certaine sécurité mais ils ne sont pas infaillibles. En supposant que l'instrument fracture dans le dernier millimètre de l'apex, malgré toutes les précautions de préparation (amélioration de la cavité d'accès, préparation des tiers coronaire et médian), de matériel (choix du système, de la séquence), de mesure (radiographie préopératoire et excentrée) et d'irrigation (pour limiter la formation de bouchons dentinaires), la fracture peut être radiographiquement indétectable. L'instrument, une fois ressorti du canal, est observé à l'œil nu ou à l'aide des lunettes binoculaires grossissantes par le praticien. Un éclat instrumental de si petite taille ne peut être détecté. La prise radiographique avec le maître-cône de gutta-percha en place puis la radiographie postopératoire cachent l'éclat d'instrument. Ce dernier apparaît noyé dans une masse radio-opaque. Le traitement apparaît satisfaisant et son issue semble être un succès. Cependant le millimètre d'instrument fracturé reste coincé au niveau du foramen apical. Ce millimètre de Nickel-Titane empêche l'établissement d'un environnement favorable à la cicatrisation du foramen apical. Cette rupture de l'équilibre nécessaire au maintien du foramen apical peut déclencher une infection. Le praticien peut alors supposer que la fracture instrumentale est la cause de l'infection.

#### **4. La détection du type de canal : le principe de la double angulation lors de la prise radiographique**

La prise de radiographie est indispensable pour évaluer l'anatomie de la dent. Une radiographie préopératoire est primordiale pour connaître la hauteur de la chambre pulpaire et le nombre de canaux de la dent. La radiographie avec l'instrument en place permet d'établir la longueur de travail. Cependant cette radiographie n'est qu'une illustration en deux dimensions d'un objet en trois dimensions. Bien que nécessaire, la radiographie doit être considérée avec plus de recul que d'ordinaire.

En plus des signes cliniques présents, les radiographies ont une importance particulière pour la détermination du traitement. D'après R.BEER, dans le segment postérieur, elles permettent de diagnostiquer 30 à 70 % de caries supplémentaires par comparaison à l'examen clinique seul.

Les rayons émanant de l'appareil radiographique sont rectilignes. De ce fait il est inévitable que l'objet soit agrandi. Néanmoins cet agrandissement est d'autant plus réduit que la distance entre le foyer et la dent est grande et que la distance entre la dent et le film radiographique est faible. On obtient un agrandissement uniforme si le plan de la dent est parallèle au plan du film, et si le rayon central est dirigé perpendiculairement. C'est précisément ce qui se passe lorsque le praticien emploie la technique du rayon parallèle ou orthogonal. Avec cette méthode, le film radiographique est placé sur un porte-film fixé sur le tube et, de ce fait, le rayon central est orienté perpendiculairement au centre du film. Afin de compenser l'agrandissement de l'objet et toute

anomalie géométrique, un long cône est nécessaire (distance importante dent-foyer). La technique du long cône parallèle permet des radiographies reproductibles.

Si la technique de la bissectrice de l'angle est utilisée, le rayon central se projette perpendiculairement sur le plan de la bissectrice entre la dent et le film. Cette technique est toujours associée à un agrandissement irrégulier de certains segments de la mâchoire. L'avantage de la technique de la bissectrice est qu'il n'est pas nécessaire d'avoir un porte-film ou un long cône.

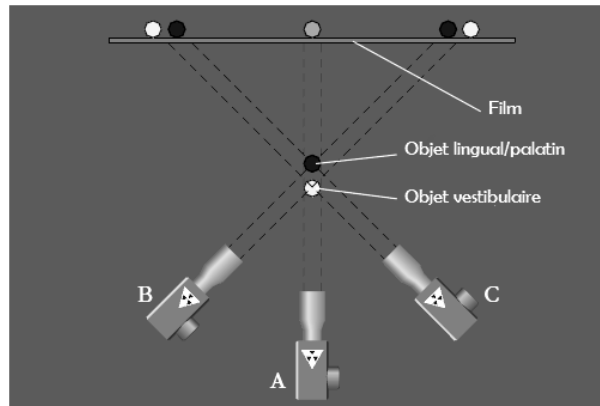
En endodontie, une incidence apicale est utilisée préférentiellement pour les prises axiales. Dans la direction transversale, le rayon central doit être dirigé orthogonalement, c'est-à-dire que son impact doit être perpendiculaire à la tangente de la dent et au film radiographique. Comme les radiographies ne peuvent fournir qu'une vue bidimensionnelle d'un objet tridimensionnel, il est souvent plus prudent de prendre également des radiographies excentrées. Pour ces clichés, l'impact du rayon central doit être plutôt mésial ou distal par rapport à la tangente dentaire. Ces radiographies excentrées sont dites mésiales ou distales. Elles permettent souvent de diagnostiquer la présence d'autres canaux radiculaires masqués sur l'incidence standard orthogonale.

L'importance de la détection de l'anatomie canalaire pour le succès du traitement endodontique est indéniable. Les bases d'anatomie décrites par Weine ou Vertucci servent de guide plus que de consignes. En effet la grande variabilité du type anatomique demande au praticien une rigueur accrue dans la détection du type de canal. Bien que certains types de canaux comme les types II ou III de la classification de Vertucci soient difficiles à détecter radiographiquement, les racines supplémentaires ou les canaux de type IV sont détectables grâce à la prise de deux radiographies : une radiographie orthogonale et une radiographie excentrée.

La prise radiographique excentrée permet également de confirmer la difficulté canalaire et d'enregistrer grâce à une lime manuelle calibre 10 ou 15 le rayon de courbure du canal. Ainsi l'anatomie canalaire est clairement définie et le praticien peut établir la séquence à utiliser et la longueur de travail.

La prise d'un second cliché radiographique est une précaution nécessaire au bon déroulement de la préparation canalaire. Cependant, toutes les courbures ne sont pas détectables radiographiquement, malgré la précaution de la double angulation. Ces courbures sont présentes dans des proportions variables quelle que soit la dent.

Par conséquent la détection de la courbure radiculaire est délicate. Elle inclut l'angle de la courbure, sa direction et sa longueur. Le praticien doit utiliser sa sensation tactile pour déceler la constriction apicale, et seule une radiographie lime en place permet de détecter la longueur de travail. Mais la courbure radiculaire pourrait rester invisible aux yeux du chirurgien-dentiste.



*Principe de la double angulation selon l'axe orthogonal (A), excentré distalement (B) ou mésialement (C)*

## 5. Le principe de la précourbure des limes

Dans la nature, la matière se présente selon de multiples configurations. De plus, aucun objet n'est complètement uniforme ni uniformément droit. Ceci est vrai pour la racine dentaire. Tous les systèmes canaux sont courbes, et plusieurs d'entre eux présentent une anatomie complexe voire indescriptible. Ces observations ont une conséquence particulière lorsque le chirurgien-dentiste entreprend le nettoyage et l'élargissement de ces espaces. Pour maintenir la courbe canalaire et éliminer au mieux le tissu pulpaire présent dans le labyrinthe radiculaire, l'opérateur doit adapter ses instruments non seulement pour copier l'anatomie originale du canal mais aussi pour permettre aux instruments de franchir ces changements de direction lors de leur manipulation. Cette manipulation nécessite une connaissance de l'anatomie canalaire et une évaluation précise des données cliniques et radiographiques recueillies avant le traitement.

L'orientation de l'apex n'est pas toujours visible sur une radiographie. De plus, cette orientation peut être associée à des subdivisions du canal principal en plusieurs branches. Les auteurs s'accordent à dire que la précourbure des limes permet d'atteindre ces différentes branches et ainsi de préparer le réseau canalaire avec de meilleurs résultats. Par conséquent les limes NiTi ne peuvent pas être précourbées pour accéder à ce type de canaux vu leur propriété de superélasticité et surtout leur limite courte entre la déformation plastique et la déformation élastique. Pré-courber la lime NiTi revient à accentuer le risque de fracture. Cette action se limite donc aux instruments en acier, comme les limes K de calibre 10 ou 15.

Selon R.BEER dans son ouvrage Atlas de poche d'endodontie, dans les canaux particulièrement recourbés, les limes qui ont été précourbées pour épouser l'anatomie du canal ne se bloquent qu'au niveau de leur extrémité, alors que celles qui n'ont pas été précourbées peuvent se bloquer sur toute leur longueur. Ce blocage, localisé à l'extrémité, permet d'améliorer la sensation tactile d'une résistance.

Les limes droites qui n'ont pas été précourbées ne peuvent être insérées dans le canal qu'avec force. Cela signifie que les irrégularités et les fortes courbures du canal ne seront pas perçues, ce qui pourra engendrer des épaulements et des blocages. Un des problèmes majeurs de l'insertion apicale forcée

des instruments est la perte totale de remontée des sensations tactiles, d'où la perte d'information extrêmement importantes renseignant sur l'atteinte de la constriction apicale.

Lorsque le trajet du canal est déterminé, une tentative d'imitation de ce trajet ou de la courbure est réalisée par l'adaptation de l'instrument canalaire. La création d'une forme donnée doit être exagérée pour compenser l'effet mémoire de forme, ou mémoire de forme élastique, de l'instrument. Rappelons que les instruments canalaires sont usinés à partir d'un bloc de métal par meulage ou par torsion. Les instruments obtenus ne sont pas seulement droits, ils sont aussi résistants à la flexion et retrouvent rapidement leur forme originale lorsque celle-ci est engagée. Le concept de mémoire élastique peut être surmonté uniquement par une flexion exagérée de l'instrument. Le degré et l'étendue de la flexion dépendent de la courbure du canal et de la flexibilité de l'instrument. La maîtrise de ce concept s'acquiert avec l'expérience.

Selon A.CASTELLUCCI, la précourbure des limes est indispensable à l'obtention d'un traitement canalaire optimal. Les variantes de types anatomiques sont telles qu'un canal unique peut posséder des branches doubles ou triples à l'apex (type V, VI, et VII de Vertucci, type IX de Sert). Cependant, ces bifurcations sans être préparées conduisent à l'échec du traitement endodontique. La précourbure des limes manuelles permet de préparer ces bifurcations et ainsi d'éliminer le tissu pulpaire résiduel. La préparation de ces bifurcations permet sûrement d'améliorer le passage des limes en Nickel-Titane. Le nombre de travaux réalisés sur les effets de la précourbure des limes manuelles est restreint. Cet effet pourrait faire l'objet d'investigations ultérieures.

Dans tous les cas, la précourbure des limes permet d'atteindre le foramen apical et ainsi d'obtenir la réelle longueur de travail nécessaire à la préparation du canal.

Rappelons que le canal se courbe dans les trois dimensions de l'espace. La forme définitive de l'instrument peut devenir très complexe. Il faut imiter la forme tridimensionnelle du canal en compensant la mémoire élastique de l'instrument. Lorsque l'instrument précourbé est mis en place dans le canal et travaille, sa forme est rapidement altérée. L'instrument doit donc être régulièrement ressorti du canal pour être recourbé. Au fur et à mesure de la préparation du canal, le degré de courbure et la sinuosité du trajet sont réduits. Par conséquent, la longueur du canal et celle de l'instrument sont également réduites. En règle générale, tous les instruments à main sont précourbés avant d'être mis en place dans le canal.

## **6. L' « anticurvature filing method »**

Cette méthode est proposée par ABOU-RASS, FRANK et GLICK pour la préparation des canaux courbes. En pratique, cette technique devrait s'appliquer à la préparation des canaux des molaires supérieures et inférieures plus particulièrement dans les canaux mésiaux des molaires mandibulaires et les canaux mésio-vestibulaires des molaires maxillaires dont les racines présentent toujours une concavité vestibulolinguale de leur surface distale. Cela signifie que ces canaux sont plus proches de la surface distale de leur racine respective qu'ils n'y paraissent radiographiquement.

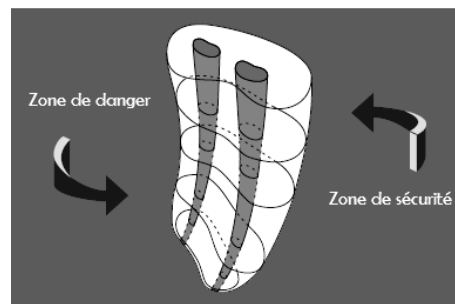
En pratique, la technique de préparation anti-courbure, ou "anticurvature filing method", consiste à appliquer l'instrument endodontique contre le mur externe de la courbure. Le but de cette méthode

est de préparer en élargissant la portion la plus épaisse de la racine et en restant à distance de la zone de courbure et des bifurcations, c'est-à-dire dans la zone où la racine est la plus fine.

Dans les racines rondes plus ou moins droites avec un canal en position centrale, les murs ont à peu près la même épaisseur, que ce soit dans le sens vestibulolingual ou mésiodistal. L'opérateur peut donc limer circonférentiellement le canal original par des élargissements concentriques.

Dans les racines courbes, le canal n'est pas en position centrale. Il est plus régulièrement déplacé près de la zone interne de la courbure, vers la bifurcation. Les aberrations anatomiques obligent l'opérateur à adapter l'élargissement et la mise en forme de ces canaux.

En coupe, les auteurs ont identifié un volumineux espace appelé zone de sécurité, située à distance de la bifurcation. Dans cette zone, la dentine est plus épaisse. Cette zone se trouve au niveau du mur mésial des racines mésiales des molaires mandibulaires et des racines mésio-vestibulaires des molaires maxillaires. Une zone moins épaisse, ou zone de danger, présente une dentine plus fine et un canal proche du périodonte. Cette zone de danger se situe au niveau du mur distal des racines mésiales de molaires mandibulaires et des racines mésio-vestibulaires des molaires maxillaires.



*Représentation schématique des zones de danger et de sécurité*

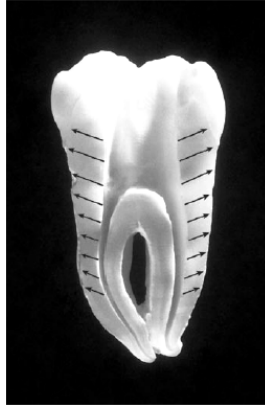
Dans ces cas, limer de manière circonférentielle comme pour les canaux droits est à proscrire. L'évasement concentrique risque d'affiner dangereusement la racine voire même de conduire à la perforation surtout dans les zones de bifurcation. L'effet de « stripping » est d'ailleurs défini par les auteurs comme le fait d'affiner la dentine en direction du cément radiculaire, ce qui peut conduire à une perforation. Un mur fin peut donc fracturer à tout moment, aussi bien lors de la condensation du matériau d'obturation, que lors de la mastication.

Ce risque doit également être considéré pendant la reconstruction d'une dent dévitalisée. Les racines mésiales des molaires mandibulaires et les racines mésio-vestibulaires des molaires maxillaires sont inadaptées à la mise en place d'un tenon radiculaire. Insérer un tenon rétentif dans ces racines augmente le risque de perforation.

L'« anticourbure filing method » prévient ces risques et permet également d'obtenir un trajet en ligne directe vers le tiers apical. En pratique, cette technique devrait être utilisée pour le traitement endodontique des canaux présents dans les molaires maxillaires ou mandibulaires. La préparation des tiers coronaire et moyen aura pour but d'élargir le canal dans la zone la plus épaisse de dentine. Pour cela, les instruments doivent être constamment appliqués sur le mur extérieur de la courbure.

Pour appliquer la méthode de contre courbure, il est essentiel qu'une quantité suffisante de structure dentaire soit éliminée du mur mésial de la cavité d'accès. Le praticien obtient ainsi un accès en ligne directe jusqu'au tiers apical. Pour ne pas oublier d'appliquer cette méthode, il suffit de

mémoriser le point de référence du stop en caoutchouc au niveau de la cuspidé correspondant au canal préparé. Ceci oblige le praticien à appliquer ses instruments où la dentine est la plus épaisse et à distance des bifurcations. Ainsi la méthode de contre courbure est utilisée pendant le débridement et la mise en forme. Cette technique fait appel à l'utilisation d'instruments manuels. Elle peut être adaptée aux instruments en Nickel-Titane.



*Zone d'application des instruments endodontiques selon « l'anticurvature filing method » (flèches)*

D'autres techniques ont été développées à la suite de cette « anticurvature filing method » comme la technique des forces appliquées de ROANE (1985) pour l'utilisation exclusive du Flex-R, ou la technique de l'appui pariétal de LAURICHESSE (1985) associée au système Shaper.

Des trois techniques, l' « anticurvature filing method » semble être la seule qui puisse être adaptée à l'instrumentation rotative en Nickel-Titane.

L'instrument, avant d'être inséré, doit être judicieusement et consciencieusement choisi par le praticien afin d'obtenir les meilleures conditions pour le déroulement de la préparation canalairé. La dent doit aussi être préparée pour le traitement notamment pour l'accès des instruments de rotation continue. En effet l'anatomie de la dent est un facteur important dans les risques de fractures instrumentales. Une connaissance fine de l'anatomie et un examen attentif permettent d'apprécier le type de difficulté. Cependant la progression de l'instrument dans le canal malgré toutes les précautions prises par le chirurgien-dentiste peut être mise en échec. La dent est donc une victime de la fracture instrumentale lorsque les recommandations du fournisseur sur l'utilisation des instruments, les renseignements anatomiques fournis par la radiographie ou les indices donnés par la cartographie du plancher pulpaire de la dent sont mal interprétés. Cependant les incurvations que peuvent présenter ses racines ne sont pas toujours radiovisibles et empêchent le chirurgien-dentiste d'interpréter de manière idéale leur anatomie. La dent peut donc être responsable de la fracture.

### **C. La progression de l'instrument dans le canal**

Avant même sa mise en rotation, l'instrument est confronté à de nombreux facteurs pouvant entraîner sa fracture. Toutes les précautions prises par le praticien, comme un examen minutieux et attentif de la radiographie ou le respect du protocole de chaque instrument, permettent néanmoins de limiter ce risque. Lorsque l'instrument pénètre dans le canal radiculaire, il évolue sur toute une

partie voire sur toute la longueur de la racine dentaire. Cette progression doit se faire sans à-coups, régulièrement et avec précision. Les contraintes que la paroi canalaire exerce sur l'instrument peuvent augmenter le risque de fracture. Différents lubrifiants et irrigants canaux sont utilisés pour que la préparation canalaire se déroule dans des conditions idéales. L'instrument est mis en rotation et continue cette rotation depuis l'entrée canalaire jusqu'à l'apex afin d'obtenir une forme canalaire permettant une obturation efficace.

## **1. Principes généraux de la préparation canalaire**

Le traitement endodontique est destiné à pallier les pathologies pulpaire ou péri-radicaire. Dans le système canalaire, les bactéries, même sans motilité propre, progressent en direction apicale pour atteindre et léser le péri-apex.

Le traitement endodontique doit transformer la dent pathologique en une entité saine, fonctionnelle et indemne de tout symptôme. Son objectif final est de créer à l'intérieur de l'endodonte une barrière physique étanche, destinée à couper le chemin des micro-organismes vers l'espace osseux périradicaire.

La phase de préparation canalaire précède les phases d'obturation puis de reconstitution coronaire.

### ***a) Mise en forme et limites apicales***

La première étape est donc de préparer une cavité endodontique spécifique permettant au matériau et aux instruments d'obturation d'accéder librement à tout le système canalaire.

La préparation canalaire consiste en le retrait de tout le contenu canalaire, c'est-à-dire le matériel organique, le matériel minéralisé et/ou les matériaux d'obturation contaminés ou non.

Le nettoyage s'opère par retrait mécanique ou par dissolution chimique. Une irrigation constante chasse physiquement les différents éléments, débarrasse les parois canaux des irritants inflammatoires et agit dans les endroits non atteints par l'instrumentation.

Au-delà des différentes techniques, la forme de la préparation canalaire doit se conformer à des obligations impératives.

La cavité d'accès coronaire doit présenter, comme cité auparavant, quatre parois verticales de dépouille, naturelles ou reconstituées. Elle délimite à sa base les orifices canaux, de préférence au niveau de leurs angles. La pénétration des instruments en est facilitée et une plus grande quantité d'irrigant est ainsi retenue.

La forme idéale de cette cavité endodontique est un cône continu avec la plus petite ouverture en limite apicale et la plus large au niveau de l'orifice canalaire. La forme finale épouse homothétiquement la forme initiale, sans fragiliser les structures radiculaires résiduelles.



Le foramen apical doit être respecté dans sa position et dans son diamètre d'ouverture. Cette ouverture, toutefois, doit rester perméable pour faciliter la pénétration des matériaux jusqu'à l'extrémité de la préparation canalaire. La vérification de la perméabilité foraminale déroge à la règle voulant que l'instrumentation reste uniquement confinée à l'espace endodontique. Les risques de bouchons sont minimisés par l'utilisation d'une grande quantité d'irrigant pendant toute l'étape de la mise en forme.

Le choix de la limite apicale de préparation et d'obturation prête toujours à débat même si chacun s'accorde à la situer idéalement à la constriction maximale du canal, considérée comme le sommet du cône de Kuttler, à la jonction cément-dentine. Comme cette jonction ne se trouve qu'exceptionnellement au vertex radiographique de la dent, elle reste délicate à localiser *in vivo*. Les études cliniques à long terme (BUCKLEY et coll., 1995 ; CLEEN et coll., 1993 ; KEREKES et coll., 1979 ; SAUNDERS et coll., 1997 ; SJÖRGEN et coll., 1990) permettent d'éclairer le jugement à partir de l'analyse des échecs des traitements endodontiques.

Ils sont liés principalement au niveau atteint par l'obturation en rapport au vertex radulaire et également à l'état infectieux du système canalaire avant l'intervention. Les traitements ayant le plus de succès à long terme sont ceux où le niveau d'obturation est situé entre 0 et 2 mm de l'apex (environ 95 % de réussite pour les traitements par biopulpectomie et 66 % en cas de retraitements).

Les échecs les plus nombreux sont de deux ordres : lors d'un dépassement apical de l'obturation (un échec sur quatre traitements en cas de biopulpectomie et un échec sur deux traitements en cas de retraitement) et lors d'une obturation distante de plus de 2 mm de l'apex (un échec sur trois traitements en cas de biopulpectomie comme de retraitement).

### ***b) Concepts méthodologiques***

Pendant longtemps, la conception de la préparation canalaire voulait que tous les instruments de la séquence endodontique, du plus petit au plus gros diamètre, aillent jusqu'à la limite de travail apical. Une fois le diamètre final atteint, l'évasement est effectué par une méthode télescopique où, à partir de l'ouverture terminale, chacun des numéros de la séquence ascendante s'arrête à un millimètre du niveau atteint par le précédent. Dans ce type de technique, les courbures et les interférences du canal accentuent les difficultés, la rendant longue et fastidieuse.

Les conceptions actuelles préconisent que la préparation canalaire débute par la mise en forme et le nettoyage de la zone coronaire puis gagne de proche en proche la zone apicale puis la limite de travail.

Cette progression corono-apicale s'effectue soit avec des instruments manuels soit avec des instruments rotatifs, en Nickel-Titane plus particulièrement.

Les avantages sont nombreux. La technique élimine les interférences coronaires du canal limitant l'accessibilité des instruments à la zone apicale. L'élargissement préalable de la zone coronaire permet de travailler avec un volume d'irrigant plus important, d'où une meilleure efficacité pour le débridement et la dissolution des matières organiques. De plus, l'activité désinfectante des solutions empêche l'instrumentation de refouler vers l'apex les micro-organismes de la zone coronaire.

### c) *Critères décisifs de la préparation canalaire*

Les études de SCHILDER en 1974 ont permis d'établir les cinq objectifs de la mise en forme canalaire (*Dent Clin North Am 1974, 18 (2) : 269-96*) :

- l'établissement d'un canal radiculaire régulièrement conique partant de l'apex et s'évasant en direction coronaire,
- l'établissement d'un canal très étroit dans sa partie apicale avec le plus petit diamètre en section à la sortie foraminale,
- la division des canaux fortement recourbés en plusieurs parties et la mise en forme séparément de chacune de ces parties,
- l'absence de déplacement du foramen apical en direction latérale,
- la conservation d'un foramen apical aussi petit que possible pendant la séquence instrumentale.

La préparation canalaire nécessite des besoins fondamentaux que sont le parage et la mise en forme.

Le parage ou débridement consiste à éliminer tout ce que contient le canal radiculaire y compris les tissus infiltrés, les substances antigéniques, tous les composants organiques, les bactéries et leurs produits mais aussi les caries, les débris tissulaires ainsi que les calcifications pulpaire et autres accumulations de tissus durs, les matériaux d'obturation canalaire contaminés et tous les autres agents induisant une inflammation. Il représente plus singulièrement une séquence instrumentale nécessaire à l'élimination mécanique des constituants canaux, une dissolution chimique des débris tissulaires et un rinçage pour les éliminer du canal.

La mise en forme est la création d'une cavité de forme particulière qui nécessite de respecter les cinq objectifs précédents. Grâce à cette "morphologie" du canal radiculaire, il devient possible d'insérer sans obstacle des fouloirs de compactage ou « plugger », des fouloirs à condensation latérale ou « spreader » ou d'autres instruments d'obturation, et de leur appliquer une force suffisante pour permettre finalement la mise en place d'un cône de gutta-percha bien formé. Idéalement un cône de gutta-percha parfaitement formé permet également la fermeture complète des canaux latéraux et de toutes les irrégularités canaux. Cela permet d'obtenir une fermeture tridimensionnelle de l'ensemble du système canalaire radiculaire. La mise en forme est la partie mécanique de la séquence instrumentale canalaire qui s'effectue par l'utilisation correcte de forets Gates-Glidden, de fraises à faible vitesse, d'appareils soniques et ultrasoniques, d'instruments manuels et surtout des instruments rotatifs en Nickel-Titane de conicité appropriée.

En résumé, la préparation canalaire doit permettre d'obtenir :

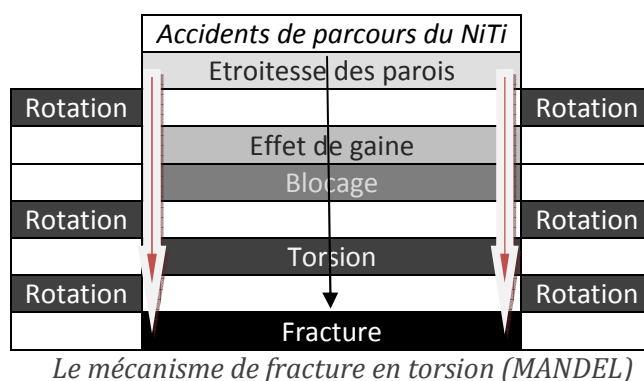
- un débridement complet du système canalaire grâce entre autres aux irrigants canaux,
- une forme régulière en cône à pointe apicale et base coronaire,
- un respect de la constriction apicale sans effraction ni déplacement latéral,
- une mise en forme permettant une obturation tridimensionnelle étanche du système canalaire,
- une qualité d'obturation idéale pour une pérennité suffisante du soin afin d'empêcher une recolonisation bactérienne du système canalaire.

## 2. Rappel des forces exercées sur les limes endodontiques

Les forces qui s'exercent sur la lime conditionnent le type de fracture. Plus que les forces ce sont les processus qui amènent à la fracture. Comme décrits précédemment, ils sont au nombre de 2 : le processus de torsion et le processus de flexion.

La rupture en torsion a lieu quand la pointe instrumentale ou toute autre partie de l'instrument se trouve bloquée dans le canal alors que le moteur continue sa rotation. La limite élastique du métal est dépassée, l'instrument subit une déformation plastique puis la rupture survient (SATTAPAN et coll., 2000, *J. Endod.*).

Ce phénomène est bien décrit dans la littérature (MANDEL et coll., 2004, *Inf. Dent.*)



La fracture par le phénomène de torsion apparaît lorsque l'instrument endodontique est soumis à l'effet « taper-lock » (PETERS et coll., 2003, *Int. Endod. J.*).

L'autre type de fracture instrumentale est provoqué par le « work-hardening » qui se traduit par la fatigue du métal et une fracture à la flexion. Lors de ce type d'incident, l'instrumentation est en rotation libre dans un canal courbe. Dans la courbure, il se fléchit jusqu'à ce que la fracture se produise au point de flexion minimale (SATTAPAN et coll., 2000, *J. Endod.*).

En clinique, la fracture reste une conséquence de ces forces combinées et « hybrides » (GAMBARINI, 2001 ; ULLMANN et PETERS, 2005). La réelle contribution des contraintes de torsion et de la fatigue en flexion dans le processus de rupture dépend de la géométrie de la section de l'instrument et de la distribution des forces sur ce dernier (BERUTTI et coll., 2003 ; ULLMANN et PETERS, 2005).

Les contraintes de flexion sont liées à l'anatomie canalaire de la dent et ne peuvent être limitées par le praticien. A l'inverse l'opérateur peut réduire l'intensité des forces de torsion subies par l'instrument (SATTAPAN et coll., 2000 ; BERUTTI et coll., 2004).

La fracture des instruments endodontiques NiTi constitue par conséquent un phénomène complexe et multifactoriel.

### 3. Techniques de préparation canalaire

Plusieurs techniques ont été développées pour permettre l'obtention d'une préparation canalaire idéale tout en respectant les objectifs énoncés par SCHILDER.

Il existe deux techniques de séquence instrumentale selon leur direction : apico-coronaire et corono-apicale.

La technique apico-coronaire consiste à préparer complètement la région apicale puis à donner la forme conique au canal radiculaire en direction coronaire. Cette technique crée un stop apical et donne au canal radiculaire une forme légèrement divergente en direction de la chambre pulpaire. Cette technique peut s'effectuer selon deux méthodes de préparation instrumentale : la technique à reculons ou Step-Back et la technique standardisée.

En revanche lors d'une séquence instrumentale corono-apicale, le segment coronaire du canal est d'abord évasé puis cette étape est suivie de la mise en forme de la région apicale.

Quatre techniques sont abordées dans cette partie : le Step-Back, le Step-Down, le Double-Flaring et le Crown-Down.

#### *a) Le Step-Back*

La technique Step-Back ou technique à reculons utilise la séquence instrumentale qui commence par la région apicale suivie de la mise en forme du tiers coronaire. Immédiatement après la trépanation, la longueur de travail est déterminée sur la radiographie. La première lime qui est enfoncée dans le canal à la longueur de travail et se bloque dans cette région est appelée lime apicale initiale (IAF pour Initial Apical File). Le canal radiculaire doit être élargi de façon conique avec cette lime IAF suivie de quatre instruments de diamètre croissant. Pendant cette phase initiale d'instrumentation, il ne faut pas « sauter » de numéro d'instruments à cause du risque de blocage du canal. Il est recommandé de réinsérer la lime précédente pour s'assurer de la qualité de la préparation instrumentale à la profondeur désirée. Après chaque changement d'instrument, le canal doit être copieusement rincé.

La dernière lime utilisée à la longueur de travail et qui continue à éliminer les copeaux dentinaires blancs est appelée lime mère apicale (ou lime apicale maîtresse, AMF pour Apical Master File) : sa taille correspond au maître-cône de gutta-percha qui sera utilisé.

Le tiers coronaire du canal radiculaire est ensuite préparé sous forme conique selon la technique à reculons avec les quatre numéros d'instruments suivants l'AMF. Pour ce faire, les quatre limes sont ajustées plus courtes de 1 mm par rapport à l'AMF, ce qui donne au canal sa configuration conique ascendante avec un stop apical marqué. La réutilisation finale de la lime mère apicale assure la perméabilité du canal radiculaire.

Une étude s'est intéressée au débridement du canal radiculaire ainsi qu'à sa trajectoire et à sa forme après des séquences instrumentales utilisant des limes K, des limes Hedström et des limes Unifiles®. Les résultats ont mis en évidence que seules les limes K utilisées selon la technique du Step-Back

fournissaient un stop apical final, un canal de section pratiquement ronde, une très bonne préparation apicale, sans aucune indentation ainsi qu'un canal de forme conique de l'apex à la couronne. Cependant, lorsque le canal est fortement courbé, sa trajectoire est modifiée dans 46 % des cas.

La séquence instrumentale des canaux radiculaires rectilignes s'effectue dans le sens des aiguilles d'une montre c'est-à-dire par rotation vers la droite (alésage). Cette séquence instrumentale n'est pas sans risques. Pendant les mouvements rotatifs, les arêtes coupantes de la lime s'enfoncent profondément dans la dentine et l'instrument peut se coincer et se bloquer dans le canal. Pendant l'utilisation des instruments et lorsque l'opérateur les retire du canal radiculaire, la tige des instruments peut se fracturer. Si le canal radiculaire est légèrement courbe, des épaulements internes peuvent s'être formés et entraîner une perte de la véritable longueur de travail. Lors de l'utilisation de limes K par mouvement rotatif, le praticien obtient une section canalaire de profil rond 1 mm en-deçà du foramen dans 80 % des cas. Si le rayon de courbure est plus prononcé, le nombre de canaux de section ronde véritablement obtenus est simultanément réduit : avec un rayon de courbure supérieur à 25° seuls 33 % ont un profil rond. Au niveau apical, un profil canalaire rond n'est obtenu qu'avec un instrument de diamètre 40.

### *b) Le Step-Down*

Cette technique consiste à commencer par mettre en forme le tiers coronaire du canal puis la région apicale. Son avantage sur la technique apico-coronaire est que la canule de rinçage peut être insérée plus profondément dans l'ouverture coronaire ce qui assure un rinçage adapté du canal radiculaire. Pendant la séquence instrumentale de la région apicale, les tissus pulpaire mortifiés se détachent plus facilement du fait du rinçage au NaOCl.

Pour commencer cette procédure, il faut déterminer la perméabilité apicale du canal radiculaire. Pour ce faire, on introduit initialement dans le canal radiculaire une lime numéro 15 avec 1/8<sup>ème</sup> de tour et une légère pression. Par limage circulaire, le canal est élargi avec précaution. Le chirurgien-dentiste ne craint pas de blocage du canal lors de cette phase initiale de l'instrumentation.

Ensuite le tiers coronaire du canal est élargi au foret Gates-Glidden jusqu'à l'endroit de la courbure radiculaire. Le foret Gates (taille 1, diamètre 50) évase le canal jusqu'à la courbure radiculaire à une vitesse de 500 tr.min<sup>-1</sup> et son extrémité doit être recouverte d'un lubrifiant. Le foret Gates de taille 2 (diamètre 70) est ajusté plus court de 1 mm. Les tailles 3, 4 et 5 sont pareillement ajustées plus courts de 1 mm à chaque fois.

Le rinçage abondant et fréquent avec une solution d'hypochlorite de sodium après le passage de chaque instrument permet d'éliminer les copeaux dentinaires.

Après l'évasement coronaire, la longueur de travail est déterminée sur la radiographie après insertion d'une lime K numéro 15. Si l'étroitesse du canal radiculaire ne permet pas l'introduction de la lime K jusqu'à la profondeur de travail, une lime Hedström doit être utilisée avec précaution pour créer l'espace nécessaire.

La séquence instrumentale apicale s'effectue par limage circulaire avec des limes Hedström et des limes K rotatives (technique des forces équilibrées).

Ensuite à l'aide d'une lime Hedström numéro 20, le tiers coronaire est évasé puis une lime K précourbée numéro 20 est utilisée pour préparer la totalité du canal radiculaire jusqu'à la longueur de travail. Si cette lime ne peut être introduite jusqu'à la longueur de travail, l'opérateur ne doit pas l'enfoncer de force en région apicale par rotation. Dans ce cas, la lime précédente doit être réintroduite. L'utilisation adaptée d'une lime de perméabilisation permet d'éliminer grandement les risques de bouchon dentinaire apical ou de création d'un épaulement et permet de passer au-delà de la courbure canalaire.

Selon le degré de courbure du canal, les instruments doivent être correctement précourbés pour éviter la formation d'un « sablier » au niveau de l'apex. L'instrument ne doit être courbé que dans sa partie apicale. Si la courbure de l'instrument est plus coronaire, cela peut entraîner un redressement inopportun du canal.

Après la détermination de la lime apicale initiale, le canal radiculaire est élargi par 4 limes de diamètre croissant jusqu'à la lime mère apicale.

Cette technique évite de transférer dans les zones apicales non enflammées les bactéries situées dans le segment coronaire infecté puisque la procédure initiale élimine les tissus mortifiés et infectés situés dans les tiers coronaire et médian du canal. Cela explique pourquoi l'apparition d'une réaction douloureuse après le traitement endodontique se produit significativement plus rarement avec cette technique qu'avec celle du Step-Back. De plus après l'évasement coronaire aux forets de Gates, la sensation tactile au niveau de segments canaux apicaux est meilleure. La canule de rinçage peut être enfoncée plus profondément dans le canal radiculaire et le rinçage soutient plus efficacement la séquence instrumentale manuelle.

### *c) Le Double-Flaring*

Après la trépanation et l'extirpation des tissus pulpaire, la longueur de travail est déterminée sur la radiographie. La technique de Double-Flaring met en jeu 3 procédures :

- un évasement inversé,
- une séquence instrumentale apicale,
- un évasement de la totalité du canal radiculaire.

L'orifice d'entrée canalaire ou « constriction coronaire » est un rétrécissement déterminé anatomiquement. Le retrait précoce de cette constriction simplifie les étapes ultérieures de la séquence instrumentale. L'évasement coronaire s'effectue par « évasement inversé ». Pour ce faire, les instruments à main (limes) destinés à la séquence instrumentale apicale ultérieure sont employés dans l'ordre inverse. Après avoir utilisé une lime K numéro 15 pour déterminer la longueur totale et la trajectoire du canal, une lime K numéro 45 est utilisée uniquement sur les premiers millimètres du tiers coronaire du canal. Puis une lime K numéro 40 est utilisée plus profondément en région coronaire et une lime K numéro 35 est utilisée pour la séquence instrumentale encore plus profonde en direction de l'apex.

Après l'élargissement coronaire de la zone comprise entre l'orifice canalaire et le milieu du canal, la lime K numéro 15 est reprise jusqu'à la longueur de travail totale pour élargir la totalité du canal

radiculaire. Elle est suivie des limes numéros 17, 20, 22, 25 et 27. Le praticien peut soit utiliser les limes Golden-medium® (Maillefer) pour les diamètres intermédiaires en plus des diamètres standards 15, 20 et 25 soit « fabriquer » ces limes au moment de l'intervention en raccourcissant l'extrémité de l'instrument au nombre de millimètres appropriés. Comme le diamètre de section d'une lime K de conicité 2 % augmente de 0,02 mm par millimètre de longueur, une coupe correspondante de l'extrémité de l'instrument donne une lime de taille intermédiaire. L'extrémité coupée est tranchante mais irrégulière et doit être émoussée à la lime diamantée. L'instrument est ensuite stérilisé.

Une fois qu'une lime numéro 30 a permis de terminer l'élargissement apical, l'opérateur effectue une technique de Step-Back avec une lime 35 plus courte de 1 mm. Ensuite la lime précédente est reprise jusqu'à la longueur de travail complète pour éviter la formation de bouchon dentinaire. Une lime numéro 40 est utilisée alors, plus courte de 2 mm, puis une lime 45 plus courte de 3 mm et une lime 50 plus courte de 4 mm. Cela forme un évasement conique sur le tiers apical du canal.

En plus des procédures ci-dessus, l'évasement coronaire peut également être effectué avec des limes Hedström ou des forets Gates-Glidden. Les limes Shaping files® du système Pro Taper® sont également indiquées.

Pendant la séquence instrumentale apicale du canal radiculaire, les limes de faible calibre doivent être employées suffisamment longtemps. Dans le système ISO, l'augmentation relative de diamètre (en pourcentage) des instruments est significativement plus importante entre les limes de petit diamètre qu'entre celles de plus gros diamètre. Par exemple le diamètre entre les limes numéros 10 et 15 augmente de 50 % alors qu'entre les limes 30 et 35, l'augmentation n'est que de 16,7 %.

En résumé, la technique de l'évasement double (Double-Flaring) met en jeu un évasement coronaire en commençant par les instruments de plus fort diamètre suivis de limes de plus petit diamètre pour progresser plus avant dans le canal. Ensuite les instruments de plus petit calibre sont utilisés pour la séquence instrumentale du canal de l'apex vers la couronne. De ce fait, cette technique correspond à un double évasement à partir du tiers coronaire puis à partir du tiers apical, c'est une combinaison des techniques de Step-Down et de Step-Back.

#### *d) Le Crown-Down*

Contrairement à la technique du Step-Down, cette méthode d'instrumentation commence au niveau du tiers coronaire du canal radiculaire par l'utilisation des instruments de plus gros calibre. Après cette séquence instrumentale du tiers coronaire, des limes de plus en plus fines sont utilisées de plus en plus profondément dans le canal jusqu'à ce que la plus fine atteigne l'apex radiculaire. Cependant une lime K numéro 15 est à chaque fois utilisée pour vérifier la perméabilité canalaire sur toute la longueur du canal.

Après l'évasement coronaire, la longueur de travail est déterminée sur la radiographie grâce à une lime numéro 15 en place. Les déviations supérieures à 2 mm par rapport à la profondeur de travail établie ne sont pas immédiatement corrigées, mais le seront seulement après la séquence instrumentale des tiers coronaire et moyen du canal à l'aide d'une deuxième radiographie de mesure.

L'évasement coronaire commence par l'utilisation d'une lime K numéro 35. Celle-ci ne pénètre dans le tiers coronaire du canal que sur quelques millimètres et cette zone est évasée avec soin par des mouvements circulaires. Le canal est ensuite rincé et une lime numéro 15 est insérée pour tester la perméabilité du canal. Il est extrêmement important d'utiliser de façon répétée une lime 15 pour éviter la formation d'un bouchon dentinaire. Une lime numéro 30 est ensuite utilisée pour pénétrer sur quelques millimètres supplémentaires. L'utilisation de la lime 15 est également nécessaire par la suite pour entrer dans le tiers moyen du canal. La lime numéro 20 est enfoncée plus profondément. Ce segment du canal est élargi par un limage circulaire soigneux. La lime numéro 15 permet d'atteindre le segment apical puis une lime 10 est insérée encore plus profondément et, pour finir, la lime 08 atteint la constriction apicale.

En prenant comme référence la radiographie diagnostique, les limes sont précurbées avec soin. Le Flexobond® (Maillefer) est utilisé pour la précurbure : les rouleaux en plastique permettent de courber l'instrument virtuellement à n'importe quel niveau sans léser les arêtes coupantes et sans entraîner de déformations. Si les limes ne sont pas précurbées, les limes à section triangulaire élimineront, au niveau apical, du matériel issu de zones situées à l'extérieur des canaux à forte courbure. Cela entraînera la création de « poches » modifiant la forme du canal. La diminution de la longueur de travail pourra atteindre 2,4 mm.

Après cette séquence instrumentale initiale qui a commencé par le tiers coronaire, on procède de même en utilisant cette fois initialement pour l'évasement coronaire, la lime immédiatement plus grosse (numéro 40). Les limes de plus petit calibre s'étendent de plus en plus profondément et cette seconde séquence corono-apicale se poursuit jusqu'à l'apex en terminant par la lime numéro 10. La troisième séquence commence au niveau coronaire par la lime numéro 45 et se termine à l'apex avec la lime numéro 15. Cette séquence instrumentale est reprise jusqu'à ce que l'apex soit atteint par 4 limes de calibre croissant qui dépendent toujours du diamètre de la première lime qui a atteint l'apex.

Au niveau coronaire, les forets Gates-Glidden peuvent également être utilisés pour un évasement rapide.

Les techniques de préparation canalaire sont multiples et leur protocole est spécifique pour chacune d'entre elles. Cependant la technique la plus adaptée aux instruments Nickel-Titane reste la technique Crown-Down. De plus, cette technique permet de limiter le risque de fracture instrumentale.

Les avantages de cette technique sont les suivants :

- élimination de la dentine cervicale qui provoque des constriction canalaire,
- diminution des courbures canalaire,
- pénétration plus profonde, plus rapide et plus massive de la solution de désinfection de type hypochlorite de sodium dans les deux premiers tiers canalaire,
- élimination de la majeure partie de la pulpe et des débris nécrotiques ou bactériens avant l'approche du tiers apical et donc réduction du risque de repousser des irritants bactériens ou pulpaire dans l'espace péri-apical de réparation,
- longueur de travail peu ou non modifiée lors de l'instrumentation canalaire puisque la courbure canalaire a été réduite avant l'établissement de la longueur de préparation.

STABHOLZ et coll. ont réalisé une étude recherchant les effets de la préparation coronaire sur la détection tactile de la constriction apicale. Pour ce faire, ils utilisent 2 groupes de canaux : des



groupes non préparés dans lesquels est insérée une lime K de calibre 15 ou 20, et des canaux avec un évasement coronaire c'est-à-dire dont la partie coronaire est préalablement préparée à l'aide de limes Hedström, de forets de Gates-Glidden de taille 2 à 4 et d'inserts ultrasoniques dans lesquels est insérée ensuite une lime K de diamètre 15 ou 20. Une prise radiographique permet d'enregistrer la mesure. Il en ressort que 32,3 % des canaux non préparés amènent la lime à 1 mm au dessus du foramen apical contre 75 % pour les canaux préparés coronairement. Les canaux non préparés présentent un dépassement sévère du foramen apical dans 41 % des cas contre 21 % pour les canaux évasés dans leur partie coronaire. L'habilité à détecter tactilement la constriction apicale est augmentée lorsque le canal est préparé dans sa partie coronaire (*J. Endod., 1995*).

La mise en forme coronaire joue également un rôle dans la précision des localisateurs d'apex en augmentant leur capacité à détecter efficacement la longueur de travail (*J. Endod., 2009*).



*Illustration de la technique du Crown-Down (préparation des trois tiers coronaire, médian et apical)*



#### **4. Les séquences instrumentales proposées par les différents systèmes de rotation continue**

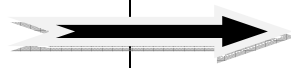

Les systèmes de rotation continue proposent des séquences opératoires différentes. Certains systèmes adaptent la séquence à utiliser en fonction de la configuration anatomique du canal alors que d'autres privilégient la simplicité en proposant une seule et même séquence. Cette partie résume sous forme de tableaux les séries et séquences proposées par les différents systèmes de rotation continue.

##### **a) Héro Shaper® de Micro Mega™**

Ce système compte trois séquences selon le type de canal à traiter.

<b>SEQUENCE HERO SHAPER® CANAUX SIMPLES SEQUENCE BLEUE</b>		
Conicité	6%	4%
Diamètre 30	2/3 LT	LT

SEQUENCE HERO SHAPER® CANAUX MOYENS SEQUENCE ROUGE		
Conicité	6%	4%
Diamètre	2/3 LT 	LT  LT
25		
30		

SEQUENCE HERO SHAPER® CANAUX DIFFICILES SEQUENCE JAUNE		
Conicité	6%	4%
Diamètre	2/3 LT 	LT  LT LT
20		
25		
30		

**b) ProTaper® de Dentsply-Maillefer™**

Le système ProTaper® permet de traiter des canaux standards et des canaux dits “courts”.

SERIE PROTAPER				
	Code Couleur	Nombre de conicités différentes	Calibre de l'instrument	Longueur (mm)
S1	Violet	12	18	21,25
S2	Blanc	9	20	21,25
SX	Doré	9	19	19
F1	Jaune	2 (7%, 5,5%)	20	21,25
F2	Rouge	3 (8%, 6%, 5,5%)	25	21,25
F3	Bleu	3 (9%, 7%, 5%)	30	21,25

SEQUENCE PROTAPER® CANAUX STANDARDS	
S1	2/3 coronaire
SX	2/3 coronaire
Détermination de la LT	
S1	LT
S2	LT
F1	LT
F2 (facultatif)	LT
F3 (facultatif)	LT

SEQUENCE PROTAPER® CANAUX COURTS	
SX F1 F2 F3	LT

c) *RaCe® de FKG*

Deux séquences sont indiquées pour ce système. Une séquence est dévolue aux canaux simples et moyens, tandis qu'une séquence particulière est conseillée pour les canaux difficiles.

Code couleur	Calibre
Violet	10
Blanc	15
Jaune	20
Rouge	25
Bleu	30
Vert	35
Noir	40
Blanc	45
Jaune	50
Rouge	55
Bleu	60

Conicité de l'instrument	Couleur du Safety Memo Disc
10 %	Jaune
8 %	Noir
6 %	Bleu
4 %	Noir
2 %	Jaune

SEQUENCE RACE® CANAUX SIMPLES ET MOYENS		
	Lime K manuelle calibre 10	1/2 LT
Série Pré-RaCe	40/.10 35/.08	2/3 LT
Détermination de la LT		
Série RaCe	25/.06	LT si possible
	25/.04	LT
	25/.02	
	25/.06	

<b>SEQUENCE RACE® CANAUX DIFFICILES</b>		
	Lime K manuelle calibre 10	1/2 LT
Série pré-RaCe	40/.10 35/.08	1/3 LT
Détermination de la LT		
Série RaCe	15/.02 20/.02 25/.02	LT

**d) G.T. Rotary Files® de Tulsa-Dental™**

Ce système permet de traiter trois types canalaires : les canaux standards, les canaux difficiles et les canaux larges.

<b>SERIES G.T. FILES®</b>				
	Conicité	Code coloré (nombre de barres)	Diamètre apical	Longueur (mm)
G.T. Files	.12	Bleu (2)	20	21-25
	.10	Rouge (2)		
	.08	Jaune (2)		
	.06	Blanc (2)		
	.04	ISO (1)	20-35	21-25-31
G.T. Accessory Files	.12	Rainure (1)	35	21-25
	.12	Rainure (2)	50	
	.12	Rainure (3)	70	

<b>SEQUENCE G.T. FILES® CANAUX STANDARDS</b>	
1 <sup>ère</sup> vague : Crown-Down G.T. Files .12 diamètre 20 .10 diamètre 20 .08 diamètre 20 .06 diamètre 20	Vers LT
Détermination de la LT	
2 <sup>ème</sup> vague : récapitulation G.T. Files .08 diamètre 20 .06 diamètre 20	LT – 2mm
3 <sup>ème</sup> vague : récapitulation G.T. Files .08 diamètre 20 .06 diamètre 20	LT

<b>SEQUENCE G.T. FILES® CANAUX DIFFICILES</b>	
1 <sup>ère</sup> vague : Crown-Down G.T. Files .12 diamètre 20 .10 diamètre 20 .08 diamètre 20 .06 diamètre 20 .04 diamètre 20	Vers LT
Détermination de la LT	
2 <sup>ème</sup> vague : récapitulation G.T. Files .08 diamètre 20 .06 diamètre 20 .04 diamètre 20	LT-x
3 <sup>ème</sup> vague : récapitulation G.T. Files .08 diamètre 20 .06 diamètre 20 .04 diamètre 20  (.04 diamètre 25) (.04 diamètre 30) (.04 diamètre 35)	LT

<b>SEQUENCE G.T. FILES® CANAUX LARGES</b>	
1 <sup>ère</sup> vague : Crown-Down G.T. Files .12 diamètre 20 .10 diamètre 20 .08 diamètre 20	Vers LT
Détermination de la LT	
2 <sup>ème</sup> vague : préparation apicale G.T. Files Accessory Files (au choix selon le cas clinique) .12 diamètre 35 .12 diamètre 50 .12 diamètre 70	LT

e) *Revo-S® de Micro Mega™*

Le système Revo-S® privilégie la simplicité grâce à une séquence instrumentale unique.

<b>SERIE REVO-S®</b>			
	Conicité	Calibre	Longueur
Endoflare®	12 %	25	15 mm
SC1®	6 %	25	21 mm
SC2®	4 %		25-29 mm
SU®	6 %		25-29 mm
AS30®	6 %	30	25-29 mm
AS35®		35	
AS40®		40	

<b>SEQUENCE SERIE REVO-S®</b>			
		Conicité	Longueur
	Lime manuelle de type K numéro 10		LT
<b>Evaselement coronaire</b>	Endoflare®	12 %	1/3 LT maximum
<b>Préparation canalaire</b>	SC1	6 %	2/3 LT
	SC2	4 %	LT
	SU	6 %	LT
<b>Finition apicale</b>	AS30	6 %	LT
	AS35		
	AS40		

*f) M Two® de Sweden & Martina™*

Le système M Two® propose une seule séquence instrumentale pour la préparation canalaire de tous les canaux.

<b>SERIE M TWO®</b>				
Instruments	Code couleur	Conicité	Diamètre apical	Longueur
N°1	Violet	.04	10	21, 25 et 29 mm
N°2	Blanc	.05	15	
N°3	Jaune	.06	20	
N°4	Rouge et vert	.06	25	
N°5	Rouge et noir	.07	25	

<b>SEQUENCE M TWO®</b>	
Cathétérisme manuel	LT
Détermination de la LT	
N°1	LT
N°2	
N°3	
N°4	
N°5 (facultatif)	

**5. Une technique de préparation canalaire adaptée au cas par cas : la « zone technique » de McSpadden**

Comme vu précédemment, les systèmes de rotation continue présentent tous des caractéristiques communes grâce aux propriétés du Nickel-Titane. Cependant le profil de l'instrument modifie les propriétés originelles de l'alliage. L'association d'instruments de différents systèmes pour la préparation d'un canal peut conduire à de meilleurs résultats. L'utilisation optimale des instruments en fonction de leurs capacités permet de limiter le risque de fracture. Pour favoriser leur progression et augmenter leur efficacité, les instruments doivent préparer le canal sans interférences. La préparation canalaire demande alors une adaptation selon le degré de difficulté anatomique. Le principal défi du praticien est la préparation des canaux fortement courbés. McSPADDEN propose une technique alternative à leur mise en forme (*Endo, 2008*).

*a) La "zone technique"*

John McSpadden propose la "zone technique". Cette technique possède deux objectifs pour minimiser le stress instrumental pendant la préparation continue, quel que soit le système de rotation continue utilisé.

En premier lieu, le diamètre canalaire doit être suffisamment élargi dans sa partie coronaire afin que l'instrument progresse passivement jusqu'à la courbure. Cette précaution permet de limiter le risque d'interférences dans cette portion lorsque l'instrument travaille au niveau de l'apex. En second lieu, le diamètre de l'instrument utilisé ne doit pas être trop grand par rapport au canal. Ainsi, la rotation de la lime dans la partie courbée du canal est plus sécurisée.

La « zone technique » ne fournit pas un protocole de préparation canalaire. Cette technique dépend de l'anatomie de la dent, notamment de la position de sa première courbure, et adapte la séquence instrumentale à utiliser. La première étape consiste à déterminer si une courbure, quelle que soit son importance, est présente et à quelle distance elle se situe de l'apex. Cette étape nécessite une lime NiTi manuelle ISO de taille 20. L'auteur décrit la zone suivant la courbure comme la zone apicale et définit la zone précédant la courbure comme la zone coronaire. La détection de la position de la courbure est tout aussi importante que la détermination de la longueur de travail. En effet cette technique repose sur l'anatomie de la dent. Cette anatomie indique comment le canal doit être élargi et préparé. Les principes de la « zone technique » sont :

- simplicité (facile à retenir et à mettre en œuvre),
- réduction du temps de travail (nombre d'étapes réduites),
- limitation du risque de fracture des instruments NiTi.

### ***b) Procédure clinique***

Des radiographies préopératoires de bonne qualité sont essentielles. Un accès en ligne directe obtenu lors de la préparation de la cavité d'accès minimise la flexion de l'instrument. Cet accès a une importance d'autant plus grande lors de l'utilisation des instruments NiTi. Les instruments de rotation continue en Nickel-Titane sont utilisés avec un moteur à contrôle constant du Torque, de la vitesse et de la longueur de travail. Le moteur utilisé dans l'expérimentation est le moteur Novag TCM Endo V®. La vitesse de rotation sélectionnée est de 350-500 tr.min<sup>-1</sup> avec une faible valeur du Torque. La « zone technique » est divisée en quatre étapes décrites ci-dessous.

#### (1) Etape 1 : détermination de la limite de la zone coronaire.

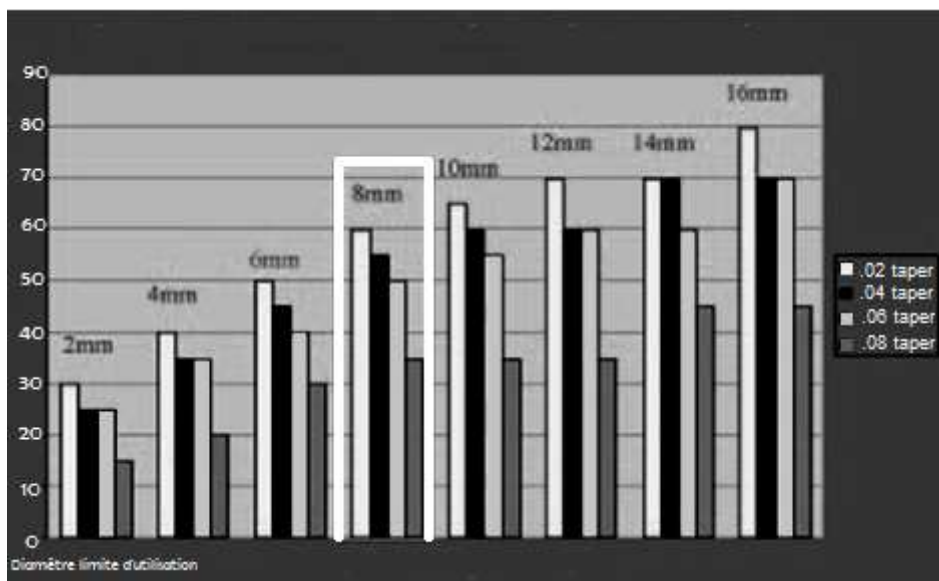
Les canaux sont tout d'abord examinés à l'aide des limes K manuelles de calibres 10 et 15. Le retrait et la réinsertion passive d'une lime manuelle NiTi de calibre 20 et de conicité 2 % permet de détecter une courbure si une résistance est rencontrée avant d'atteindre la longueur de travail. Cette lime est insérée lorsque le canal est plus large que l'instrument. La portion canalaire située avant la résistance représente la zone coronaire. La portion située après la résistance définit la zone apicale. La longueur du canal jusqu'à la courbure, la zone coronaire, est mesurée puis validée. Cette étape est aussi importante que la détermination de la longueur de travail. La longueur totale de travail de la dent éliminée de la longueur de la zone coronaire fournit la distance entre la courbure et l'apex. Cette distance correspond à la longueur de la zone apicale. Ces premières mesures indiquent le point d'incurvation du canal et permettent de déterminer la longueur maximale possible pour l'utilisation des instruments de grand calibre en rotation continue.



(2) Etape 2 : détermination du diamètre final d'évasement de la limite de la zone coronaire.

La seconde étape détermine la longueur sur laquelle peuvent progresser les limes endodontiques (de diamètre et de conicité différents) en toute sécurité jusqu'à la courbure, ainsi que leur calibre nécessaire à la progression successive des instruments jusqu'à la zone apicale. Le tableau suivant permet de déterminer la longueur maximale de pénétration d'un instrument selon son diamètre et sa conicité (encadré blanc dans le tableau). L'exemple d'un canal de rayon de courbure de 8 mm et d'un angle de courbure de 45° donne comme diamètre limite d'utilisation :

- calibre 60 pour une lime de conicité 2 %,
- calibre 55 pour une lime de conicité 4 %,
- calibre 50 pour une lime de conicité 6 %,
- calibre 35 pour une lime de conicité 8 %.



Graphique des calibres maximaux proposés en fonction de la conicité d'une lime utilisée dans un canal de courbure 45°

Plusieurs constats sont faits à partir de ce tableau. Pour limiter le risque de fracture en flexion lorsque la conicité de l'instrument augmente, son calibre diminue. Ce constat est en accord avec les études précédemment citées (SCHAFER et coll., 2003 ; SATTAPAN et coll., 2000 ; SCHRADER et PETERS, 2005 ; CRAVEIRO De MELO et coll., 2002). Plus le rayon de courbure du canal diminue, plus la difficulté canalaire augmente, plus le calibre limite de l'instrument doit diminuer pour limiter le risque de fracture en flexion (MIZE et coll., 1998).

Grâce au tableau, la détermination du calibre limite d'utilisation de l'instrument est simplifiée. Ce calibre limite permet de déduire la longueur d'utilisation maximale possible pour l'instrument selon la formule :

$$\frac{\text{Calibre limite d'utilisation de l'instrument} - \text{calibre de l'instrument}}{\text{conicité de l'instrument}} = \text{longueur de pénétration maximale de l'instrument}$$

### Exemple 1

Une lime de diamètre 25 et de conicité 4 % est sélectionnée. Le diamètre limite suggéré pour cet instrument est 0,55 mm soit un calibre 55. D'après la formule citée ci-dessus, on obtient :

$$\frac{0,55 - 0,25}{0,04} = \frac{0,30}{0,04} = 7,5$$

Ce résultat indique que l'instrument peut progresser au-delà d'une courbure moyenne sur 7,5 mm de long pour un canal de 8 mm de rayon de courbure et de 45° de rayon d'angle. Un instrument de conicité 4 % et de calibre 50 ou plus doit être utilisée pour évaser la zone coronaire afin de prévenir les risques d'interférences dans cette portion canalaire lorsque le praticien utilise une lime de conicité 4 % et de calibre 25 jusqu'à l'apex.

### Exemple 2

Une lime de diamètre 25 et de conicité 6 % est sélectionnée. Le diamètre limite préconisé par le tableau est de 0,50 mm. Le résultat de l'équation citée ci-dessus est de 4 mm. Par conséquent la lime peut être amenée au-delà d'une courbure modérée ou au niveau de la zone apicale sur 4 mm. Un instrument de conicité 6 % et de calibre 50 ou plus doit être utilisée pour élargir la zone coronaire afin d'éviter dans cette zone toute interférence de l'instrument de calibre 25 et de conicité 6 % amené à la longueur de travail.

La première partie coronaire du canal est donc préparée. Les instruments utilisés sont des limes de calibre 25 et de conicité 6 % et/ou de calibre 55 et de conicité 6 %. Ces instruments ne doivent jamais atteindre la zone au delà de la courbure. Cette première mise en forme de la courbure à l'aide d'instruments rotatifs en Nickel-Titane présente de nombreux avantages. L'utilisation d'instruments plus solides et plus tranchants dans les zones droites du canal améliore significativement la sensation tactile et le contrôle lorsque les instruments sont amenés à l'apex. L'élargissement coronaire permet une meilleure perception du diamètre apical et la réalisation d'un calibre apical précis. L'utilisation d'instruments de mise en forme coronaire en Nickel-Titane garantit un meilleur maintien de l'épaisseur radiculaire, que ce soit dans les directions buccolinguale ou mésiodistale. Cet avantage permet ainsi de limiter les risques de perforation dans la zone coronaire. De plus, aucune radiographie n'est nécessaire à cette phase coronaire puisque les instruments travaillent à distance de l'apex. Ce type de mise en forme permet d'éliminer la partie coronaire de la pulpe et réduit également l'accumulation de dépôts au niveau de l'apex. La conséquence immédiate est une réduction des risques de douleurs postopératoires. La mise en forme de la zone coronaire réduit les imprécisions de détermination de la longueur. La longueur de travail est plus précisément déterminée grâce à une mesure en ligne directe depuis la zone coronaire jusqu'à la zone apicale.

### (3) Etape 3 : élargissement de la zone apicale.

Après la mise en forme de la zone coronaire avec des instruments de diamètre adapté, un instrument manuel en acier de calibre 20 et de conicité 2 % est utilisé en association avec un détecteur d'apex pour évaluer la longueur de travail. L'examen permet de confirmer la mesure obtenue. Ensuite, un instrument rotatif en NiTi de diamètre 20 et de conicité 2 %, doté d'une grande flexibilité, met en forme la partie courbée du canal et atteint la longueur de travail. Cet instrument de conicité 2 % est dégagé des stress de torsion et de flexion dans la zone coronaire et peut librement mettre en forme la zone apicale du canal. Les instruments mécanisés NiTi successifs amenés à la longueur de travail sont de calibre identique (25) et de conicité croissante de 2 %, 4 %, 6 % selon la technique du Step-Back.

Cette succession d'instruments permet d'élargir les portions médiane et apicale grâce à l'augmentation progressive de leur conicité. Les instruments en NiTi à conicité variable peuvent être utilisés pour la préparation de la zone apicale sans risquer de créer d'aberrations à partir du moment où leur conicité est faible. Les petites conicités sont toujours utilisées avant les grandes conicités.

(4) Etape 4 : élargissement de la zone apicale aux dimensions désirées.

Pour la plupart des cas, l'instrument de conicité 6 % et de calibre 25 est suffisant pour l'obturation canalaire. Dans d'autres cas où le diamètre apical est supérieur au calibre 25, le praticien peut augmenter le calibre de l'instrument. Une lime de calibre 30 et de conicité 6 % travaille alors à 1 mm de l'apex. Si nécessaire, un instrument de calibre 35 et de conicité 6 % travaille sur une surface maximale de 16 mm.

### *c) La "zone technique" et les instruments rotatifs NiTi*

Dans l'article illustrant la « zone technique », l'auteur utilise le système K3®. L'auteur les décrit comme des instruments possédant un bon rapport de sécurité et une bonne efficacité de préparation. D'autres systèmes présentant les mêmes dimensions instrumentales peuvent être utilisés selon la même procédure. L'auteur fait par exemple référence aux systèmes RaCe®, Quantec® et Hero®.

Pour l'utilisation de cette technique, les auteurs recommandent quelques précautions :

- La sélection d'un instrument sécuritaire dont le profil ne polit pas ou ne déplace pas le canal,
- l'instrument doit progresser sans ou en rotation dans le canal avec au maximum 1 mm d'interférences,
- une pression minimale doit être appliquée à un instrument dès le premier millimètre de pénétration dans le canal. Si cette pression doit être augmentée pour permettre la progression de l'instrument ou si une pression négative (phénomène de vissage) est rencontrée, le praticien doit utiliser un instrument différent adapté ou augmenter l'élargissement de la zone coronaire,
- la progression de l'instrument dans le canal doit être au minimum de 0,5 mm par seconde sans augmentation de la pression d'insertion,
- une lime de conicité supérieure à 2 % ne doit pas avancer dans le canal au-delà des 2 mm préparés par l'instrument précédent quelle que soit la zone préparée,
- sauf pour les instruments de conicité 2 % et de calibre 20 ou moins, le chirurgien-dentiste ne doit pas utiliser l'instrument sur une surface supérieure à 6 mm si l'instrument est amené au niveau de l'incurvation.

Cette technique proposée par McSPADDEN s'adapte donc à plusieurs systèmes de rotation continue et met l'accent sur la préparation du tiers coronaire. Cet élargissement permet à l'instrument d'atteindre la zone apicale sans interférences et en ligne directe. Le risque de fracture est ainsi réduit grâce à la diminution du stress instrumental.

## **D. L'altération de l'instrument endodontique**

Les propriétés de l'instrument évoluent tout au long de son utilisation. Selon la fréquence d'utilisation de l'instrument ou le temps de contact avec l'irrigant canalaire, l'instrument a une durée de vie plus ou moins longue.

### **1. La fréquence d'utilisation des instruments : une limite**

Face aux propriétés de résistance à la flexion et à la torsion de l'instrument en Nickel-Titane, et son excellente passivité face à la corrosion, un des paramètres rapidement atteint est la fatigue de l'instrument. Bien souvent cette fatigue entre dans les facteurs responsables de la fracture instrumentale.

#### ***a) Le résultat des tests de fatigue***

La résistance des instruments rotatifs à ces tests de fatigue cyclique diminue avec l'augmentation de leurs diamètres et conicités (*FIFE et coll., 2004 ; BAHIA et BUONO, 2005*).

L'importance de la courbure est déterminante dans la résistance à la fatigue de l'instrument (*UEI-MING, 2002*).

Le processus de fatigue reste un phénomène cumulatif qui pourrait être impliqué dans la grande majorité des fractures (*UEI-MING, 2002 ; FIFE et coll., 2004*).

Les utilisations multiples des instruments affectent bien leur résistance à la fatigue (*FIFE et coll., 2004*).

La fatigue des instruments se modifie selon le nombre d'utilisation des instruments mais également selon les canaux préparés par les instruments (*THOMPSON, 2000, Int. End. J.*).

En résumé, les instruments possèdent donc une limite d'utilisation selon la courbure du canal préparé mais aussi selon leur géométrie et leur section. Le praticien doit être capable de juger par lui-même l'état de fatigue de ses instruments.

#### ***b) Le nombre d'utilisation des instruments selon le type de canal***

La classification énoncée par SCHNEIDER pour répartir les difficultés canalaires permet d'appréhender le temps nécessaire et la séquence à utiliser par le praticien pour réaliser un

traitement canalaire. Cependant, une fois le traitement terminé, les instruments ont été soumis à des contraintes plus ou moins importantes et leur réutilisation peut entraîner un échec par fracture.

Ainsi une étude réalisée sur des dents extraites a montré que les instruments utilisés plus de 8 fois se rompent beaucoup plus fréquemment que ceux qui n'ont servi que 1 à 2 fois (PATINO et coll., 2005, *J. Endod.*).

Cependant aucune étude n'indique précisément le nombre maximal d'utilisation en toute sécurité (PARASHOS et coll., 2004, *J. Endod.*).

Selon YARED, « l'espérance de vie d'un instrument endodontique en NiTi » reste en relation avec un nombre spécifique de cycles de rotation (YARED et coll., 1999, *Int. Endod. J.*). Une vitesse limitée permettrait d'obtenir une plus longue durée de vie clinique car on atteindrait moins rapidement ce nombre de rotations. Toutefois, il existe également une vitesse minimale à respecter pour permettre le travail de l'instrument.

Cependant, d'après plusieurs auteurs, la rupture dépend plus de la façon dont l'instrument est utilisé que de leur durée d'instrumentation (SATTAPAN et coll., 2000 ; PARASHOS et coll., 2004). Le facteur le plus important semble être l'opérateur (SATTAPAN et coll., 2000 ; PARASHOS et coll., 2004 ; FIFE et coll., 2004). Le praticien peut donc être amené à éliminer un instrument avant d'avoir atteint le nombre maximal préconisé par le fabricant en cas de multiples utilisations dans des courbures sévères. Dans tous les cas, le nombre maximal d'utilisation préconisé par le fabricant ne doit jamais être dépassé.

Une étude de ROLAND et coll. utilise des instruments Profile® pour préparer des canaux mésiaux mandibulaires ou vestibulaires maxillaires de molaires humaines extraites. Ces dents présentent des degrés de courbure de 20 à 30° selon la classification de Schneider. L'étude permet de déterminer l'impact de deux techniques de préparation canalaire sur le rapport de fracture des instruments. La première correspond à la technique du Crown-Down et la seconde combine une mise en forme à l'aide de limes manuelles dans une technique de Step-Back passive suivie de l'instrumentation rotative. L'analyse statistique des données démontre que la combinaison des techniques permet d'augmenter le nombre d'utilisations des instruments comparée à la technique du Crown-Down recommandée par le fabricant ( $p < 0.01\%$ ) (*J. Endod.*, 2002).

De plus tout instrument présentant un défaut à l'œil nu ou à la loupe (un grossissement par 10) doit être éliminé immédiatement même s'il n'a jamais servi (SATTAPAN et coll., 2000, *J. Endod.*).

De nombreuses études soutiennent la thèse selon laquelle une utilisation multiple des instruments endodontiques en NiTi reste cliniquement acceptable et ne préconise pas l'usage unique des instruments (YARED et coll., 2000 ; KUHN et JORDAN, 2002 ; ALAPATI et coll., 2005 ; MARTIN et coll., 2003 ; SVEC et POWERS, 2002). En effet cela avait été évoqué suite à la constatation que l'incidence de la fracture instrumentale restait basse lors de la première utilisation. Selon PARASHOS, prôner cet usage unique comme sécurité revient à ignorer le fait que la fracture instrumentale demeure un problème clinique complexe et multifactoriel (PARASHOS et coll., 2004, *J. Endod.*). Le coût engendré par l'utilisation unique d'une lime serait excessif.

Selon OIKNINE, l'usage répété et incontrôlé des instruments Nickel Titane peut accentuer les imperfections présentes à leur surface comme les fissures, les piqûres ou les micro-cracks et aboutir à la fracture. Après l'usage, les irrégularités de surface entraînent une adhésion importante de la smear layer (ou boue dentinaire), ce qui diminue l'efficacité de coupe. Cette smear layer s'accumule

aussi dans les micro-cracks, les maintient ouverts et les accentue sous l'effet des contraintes. Cette accumulation de smear layer dans les micro-cracks rend difficile voir impossible la stérilisation complète de l'instrument. Elle entraîne un risque élevé de contamination croisée. Il est donc impératif après chaque passage dans le canal de nettoyer l'instrument dans une compresse imbibée d'hypochlorite de sodium à 5 %. Sur un instrument fracturé, on observe que toutes les fractures ont comme origine une strie d'usinage ou un micro-crack dans lequel la dentine s'est accumulée, maintenant le micro-crack ouvert (2007, *Revue d'odontostomatologie*).

Il est évident que l'anatomie canalaire joue un rôle certain dans la prévalence des fractures instrumentales. Plus le canal possède un angle de courbure important, plus l'instrument aura tendance à se fracturer.

Il existe une réduction du risque de fracture quand l'angle de courbure diminue (*UEI-MING et coll., 2002 ; MARTIN et coll., 2003*). Cela va dans le sens des recherches sur la fatigue qui montrent que les instruments endodontiques en NiTi s'usent plus rapidement dans les canaux courbes (*YARED et coll., 1999 ; ZELADA et coll., 2002*). Il est utile de rappeler selon la classification de SCHNEIDER qu'un angle de courbure important ou qu'un rayon de courbure faible signifie que le canal est fortement courbé.

En 2004, PARASHOS et ses collaborateurs ont réalisé une étude au microscope de divers instruments NiTi, mis de côté après utilisation par quatorze endodontistes. Ils ont observé qu'environ 12 % des instruments étaient « déspiralisés » et que 5 % présentaient une fracture. Ces auteurs ont montré qu'environ 25 % des fractures en torsion et 75 % des fractures en flexion survenaient à 1,5 mm maximum de l'extrémité de l'instrument. Cela s'explique facilement pour les fractures en flexion car les courbures les plus marquées sont souvent retrouvées dans le tiers apical des canaux (*DIETZ et coll., 2000*).

#### (1) Les canaux droits

Les canaux droits possèdent un rayon de courbure de l'ordre de 25 mm. Ainsi les forces qui s'exercent sur l'instrument sont plus certainement des forces de torsion que des forces de flexion. Les instruments, après utilisation, peuvent être réutilisés lors d'un traitement canalaire ultérieur.

#### (2) Les canaux moyens

Les canaux moyens ont un rayon de courbure compris entre 25 et 11 mm. Dans ces conditions la flexion de l'instrument est plus engagée et le risque de fracture augmente. La vérification de l'instrument à sa sortie du canal doit être minutieuse et systématique.

### (3) Les canaux difficiles

Ce type de canal présente une anatomie délicate à préparer. En effet le rayon de courbure est inférieur à 11 mm, le canal est fortement courbé et son abord doit être réalisé avec précaution. L'un des types de canaux appartenant à cette catégorie est le canal en baïonnette. Cette forme de canal en S se retrouve dans plusieurs cas dans des pourcentages divers.

La mise en forme de ce type de canal est délicate et représente un réel défi pour le praticien.

YANG et coll. ont réalisé une étude pour comparer l'efficacité de préparation de deux types de conicité d'instruments, constante ou variable, sur les canaux en S et les canaux en L. Le système Pro Taper® est utilisé pour la conicité variable et les instruments du système Hero 642® pour la conicité constante. Les instruments à conicité constante obtiennent de meilleurs résultats dans les deux types de canaux avec un meilleur respect de la courbure canalaire et un meilleur centrage de l'instrument dans le canal grâce à cette conicité constante. Cependant le travail dans la partie coronaire du canal par le Hero 642® est relativement médiocre (*Int. End. J., 2006*).

Cette étude de YOSHIMINE et coll. compare les effets de mise en forme de trois instruments en Nickel-Titane en mettant l'accent sur les déplacements du foramen apical. Des canaux en S artificiels sont préparés par la technique du Crown-Down à l'aide d'un moteur à faible vitesse avec un contrôle du Torque. Les instruments ProTaper® proposent un meilleur élargissement que les instruments RaCe® et K3®. Cependant les instruments ProTaper® ont tendance à former des marches d'escalier au niveau du tiers apical. Ces aberrations sont certainement dues à l'utilisation des ProTaper Finishing files® qui semblent moins flexibles que les autres instruments de mêmes dimensions mais avec une conicité plus adaptée. Ces résultats suggèrent que les systèmes de rotation continue en Nickel-Titane possédant des plus petites conicités et donc plus flexibles, comme le K3® ou le RaCe®, doivent être utilisés pour la préparation des canaux avec une courbure compliquée (*J. Endod., 2005*).

Une autre étude menée par BONACCORSO et coll. porte sur l'évaluation de l'efficacité de la mise en forme de plusieurs systèmes NiTi dans des canaux artificiels en S. Les systèmes étudiés sont le Pro Taper®, le M Two®, le BioRaCe® et le BioRaCe® associé au S-Apex®. Le système Pro Taper® amène plus d'aberrations de la trajectoire canalaire et de déplacement du foramen apical. De plus, l'utilisation du Pro Taper®, du M Two® et du BioRaCe® entraîne plus d'aberrations que l'utilisation associée du BioRaCe® et du S-Apex®. Les instruments à partie active moins importante et avec une grande flexibilité semblent donc être favorables à la préparation des canaux en baïonnette (*J. Endod., 2009*). Nous pouvons supposer que le profil de section de l'instrument a également une influence sur les capacités de mise en forme d'un canal en S.

Cependant l'étude de GONCALVES MADUREIRA et coll. conclut à un résultat contradictoire. En effet cette étude compare l'efficacité de mise en forme de quatre types d'instruments rotatifs en NiTi et d'un type d'instruments à main en acier dans des canaux en baïonnette. Le premier constat est que la constriction apicale est systématiquement redressée. De plus, la flexibilité des instruments est inversement proportionnelle au redressement de la courbure du canal, notamment de la première courbure coronaire. En d'autres termes, moins l'instrument est flexible, plus le trajet canalaire est respecté. Par conséquent les instruments en NiTi présentent un plus grand taux de redressement de la courbure du canal que les instruments en acier moins flexibles (*Oral Surg., Oral Med., Oral Pathol., Oral Radiol. and Endod., 2010*).

Les canaux difficiles en S présentent une préparation adéquate lors de l'utilisation de limes moins flexibles comme des limes en acier qui permettent de conserver plus efficacement la forme originale du canal.

L'étude menée par JAIN et coll. concerne l'utilisation exclusive des instruments manuels pour la mise en forme des canaux fortement courbés ou en S. En effet l'arrivée des instruments en Nickel-Titane peut faire oublier les techniques d'utilisation conventionnelles des instruments en acier inoxydable à main. Au cours de cette étude, l'auteur croit fermement que les instruments NiTi ne sont pas la panacée pour toutes les sortes de canaux. Au lieu de cela, l'auteur souhaite insister sur la nécessité des techniques et sur les excellents résultats obtenus avec l'utilisation des limes manuelles. L'adaptation des instruments selon le type de canal est donc essentielle (*Ind. J. Dent. Res.*, 2008).

Par conséquent, l'approche des canaux fortement courbés voire des canaux en S représente un défi pour le praticien. Il est primordial que l'opérateur adapte sa séquence instrumentale au type de canal et n'hésite pas à utiliser les instruments en acier dans certaines circonstances.

L'anatomie canalaire joue un rôle primordial dans la résistance à la fatigue des instruments NiTi. Ces instruments sont parfois même écartés du traitement par l'utilisation des « ancestrales » limes manuelles en acier plus efficaces dans les canaux en S.

Afin de gérer cette fréquence d'utilisation au mieux, le praticien peut bénéficier des différents dispositifs proposés par les fabricants.

### *c) Les systèmes de contrôle fournis par les fabricants*

Les dispositifs présentés sont déclinés selon trois marques : MicroMega™, Dentsply-Maillefer™ et FKG™. Chaque firme présente sa solution pour contrôler la résistance à la fatigue de l'instrument. Ce contrôle est réalisé selon différents critères.

#### (1) Les boîtes Hero Shaper® de MicroMega™

Ce boîtier permet au praticien de contrôler grâce à un curseur indicateur le nombre d'utilisations des instruments. En effet, le curseur est déplacé sur le boîtier après chaque utilisation des instruments. Cependant ce dispositif nécessite l'achat d'un nombre de boîtiers identique au nombre de séquences instrumentales possédées par le praticien. Un autre inconvénient représenté par ces boîtiers réside dans leur écartement vis-à-vis de l'anatomie canalaire. En effet l'enregistrement du nombre d'utilisations ne prend en compte qu'un cycle de travail de l'instrument sans considérer les contraintes qui lui sont imposées, notamment dans les canaux fortement courbés.





*Exemple de la boîte R-Endo® avec curseur de contrôle*

(2) BDSminiStepper® de Dentsply-Maillefer™

Le BDSminiStepper® vendu par Dentsply-Maillefer™ est équipé d'une unité centrale à mémoire. Les instruments sont répartis sur un socle prévu à cet effet. L'unité centrale reconnaît automatiquement l'instrument utilisé prélevé dans le socle et enregistre l'historique de ses utilisations. Ainsi un message rouge apparaît lorsque l'instrument atteint sa fin de cycle. Cette indication est utile mais sert surtout de recommandation car l'usure de l'instrument ne dépend pas que de son nombre d'utilisations. Son fonctionnement reprend l'innovation développée par Hero Shaper® en automatisant la procédure. Le praticien dispose donc d'une aide supplémentaire, électronique et surtout automatique. Cet avantage est essentiel lorsque l'on connaît le quotidien du chirurgien-dentiste.

(3) Les « Safety Memo Disc® » de FKG™

Les « Safety Memo Disc® » ou SMD représentent, par leurs initiales, les séquences « Simple-Moyen-Difficile ». En effet ce dispositif est le seul à prendre en considération la difficulté canalaire, l'utilisation de l'instrument et le dessin de l'instrument. Ce système de contrôle est constitué d'un papillon présentant 8 pétales. Le papillon est directement fixé sur l'instrument de rotation continue. En plus de cette « fleur », la couleur est utilisée pour détecter plus facilement la conicité de l'instrument. Pour rappel, la couleur jaune correspond à la conicité 10 %, la couleur noire représente la conicité 8 % et la couleur bleue est dédiée à la conicité 6 %. Ainsi le repérage de l'instrument utilisé est amélioré et le praticien peut sélectionner l'instrument approprié.

L'innovation de ce dispositif réside surtout dans les « pétales de la fleur » ou points sécurité. Selon le rayon de courbure du canal, qui peut être mesuré à l'aide de la jauge de contrôle également proposée par FKG™, le nombre de pétales éliminés de la fleur est différent. Plus le canal est courbé, plus le nombre de pétales éliminés augmente.

Cependant le nombre de pétales retirés dépend également du calibre de l'instrument utilisé et de sa conicité.

Par conséquent les « Safety Memo Disc® » établissent un lien entre l'utilisation de l'instrument, le profil instrumental, la conicité et la difficulté du canal préparé. Les fleurs sont résistantes aux cycles

de stérilisation. Malheureusement le retrait des pétales reste difficile et nécessite l'utilisation d'une precelle associée à une paire de ciseaux.

Les tableaux suivants issus du Tableau de décrémentation SMD™ indiquent le nombre de pétales ou points sécurité à retirer de la collerette SMD après chaque utilisation d'un instrument. Dans ces tableaux, une utilisation correspond à une rotation continue de l'instrument dans le canal pendant maximum 10 secondes à la vitesse de 600 tr.min<sup>-1</sup>, soit 100 rotations.

		Calibre instrument					40
		15	20	25	30	35	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	!!

*Table de décrémentation des instruments RaCe® de conicité 2 %*

Lorsque le praticien utilise par exemple un instrument RaCe® de conicité 2 % et de calibre 30 dans un canal présentant une difficulté moyenne, quatre points sécurité sont à éliminer de sa collerette.

Nous constatons que :

- le nombre de pétales à retirer augmente avec le calibre de l'instrument. Cette recommandation s'explique par le fait de la diminution de la résistance à la flexion au fur et à mesure de l'augmentation du calibre de l'instrument,
- le nombre de points sécurité à enlever augmente avec le niveau de difficulté donc avec la courbure du canal,
- la firme déconseille l'utilisation des calibres de 40 à 60 dans les canaux difficiles en raison de leur forte prévalence à la fracture.

		Calibre instrument			
		25	30	35	40
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 4%	Simple	-2	-3	-4	/
	Moyen	-3	-4	-4	/
	Difficile	-8	-8	-8	/

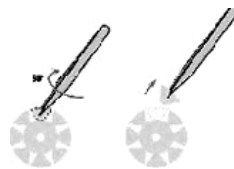
*Table de décrémentation des instruments RaCe® de conicité 4 %*

L'opérateur utilisant un instrument RaCe® de conicité 4 % et de calibre 35 dans un canal dit « simple » doit éliminer de la collerette de l'instrument quatre points sécurité.

Ce tableau permet de constater que :

- le nombre de pétales à retirer pour les instruments de calibres 25 et 30 dans les canaux simples et moyens est identique pour les conicités de 2 % et de 4 %,
- les canaux simples préparés avec un instrument de calibre 35 et de conicité 4 % éliminent un pétale supplémentaire par rapport aux instruments de calibre 35 de conicité 2 %,
- la collerette est intégralement « effeuillée » pour tous les calibres d'instruments de conicité 4 % suite à la préparation des canaux difficiles. Par conséquent l'instrument ne doit être utilisé qu'une seule et unique fois par le praticien dans ces situations.

Ces recommandations sont éditées par le fournisseur FKG™ et ne sont applicables que pour les instruments RaCe®. Le nombre d'études portant sur la valeur de ces informations est restreint. Des investigations supplémentaires sont nécessaires. Toutefois, les indications fournies ci-dessus servent de référence jusqu'à l'obtention de résultats issus d'autres expérimentations.



*Illustrations des Safety Memo Disc®*

L'adaptation de l'instrumentation selon la difficulté canalaire est un impératif que le chirurgien-dentiste respecte quotidiennement. L'instrument est donc soumis à des contraintes plus ou moins importantes lors de sa progression dans le canal. Outre ces forces physiques, des contraintes chimiques sont également infligées aux instruments.

## **2. Les effets de l'irrigation canalaire**

L'irrigation canalaire a plusieurs objectifs. Elle permet l'assainissement du canal, mais aussi sa lubrification, la dissolution de la smear layer et la remontée des débris canalaires. Tous les auteurs s'accordent à dire que l'instrumentation manuelle ou rotative doit toujours s'effectuer sous une irrigation abondante. Une solution d'irrigation idéale doit fournir :

- une action mécanique par effet de flux et de reflux grâce à la quantité de solution éjectée dans le canal,
- une tension superficielle basse,
- des effets de lubrification,
- une dissolution des matières organiques,
- une action antiseptique, sans cytotoxicité pour l'organisme,
- un blanchiment des tissus durs,
- une dissolution des boues dentinaires,
- une action hémostatique et désodorisante.

Aucune solution ne peut à elle seule être considérée comme idéale. Les avantages proposés par les différents produits conduisent à une utilisation combinée de l'hypochlorite de sodium pour l'assainissement, du liquide EDTA pour la dissolution de la smear layer, du peroxyde d'hydrogène pour la remontée des débris et du gel Glyde pour la lubrification canalaire. Cependant ces produits entrent en contact avec les instruments et, bien que les propriétés de résistance à la corrosion soient clairement définies pour le Nickel Titane, leur utilisation peut avoir des conséquences sur l'instrument.

### *a) Les différents produits utilisés lors d'une préparation canalaire classique*

Selon leur composition, les produits possèdent des actions différentes. L'essentiel peut être résumé à l'élimination et l'évacuation de la boue dentinaire ou smear layer qui se forme lors du passage d'un instrument sur les parois canalaires, l'aide à la pénétration dans les canaux calcifiés et la lubrification du canal pour améliorer le travail de l'instrument. Il est utile de rappeler l'avantage de conserver les quatre murs d'une cavité d'accès pour obtenir un réservoir de tous ces produits et en améliorer leur performance.

#### (1) L'hypochlorite de sodium

L'hypochlorite de sodium a pour formule NaOCl, c'est-à-dire que dans sa composition entre :

- l'élément 11 de la classification périodique, Sodium, de symbole Na,
- l'élément 18 de la classification périodique, Oxygène, de symbole O,
- l'élément 17 de la classification périodique, Chlore, de symbole Cl.

L'hypochlorite de sodium sous forme liquide est utilisé notamment pour ses propriétés antibactériennes et d'assainissement. Cette solution est instable à la lumière et à la chaleur. Sa concentration classique évolue entre 2,5 % et 5 %. Ces concentrations permettent une activité antibactérienne efficace. Cependant, au-delà d'une concentration de 5,25 %, la toxicité tissulaire est importante. La solution est mise en place dans le canal à l'aide d'une seringue. Cette solution est reconnue pour être la plus performante dans l'assainissement du canal.

#### (2) L'EDTA

Egalement appelé acide éthylène diamine tétra-acétate, ce composé liquide a pour formule chimique brute  $C_{10}H_{16}N_2O_8$  soit :

- dix atomes de Carbone C,
- seize atomes d'Hydrogène H,
- deux atomes d'Azote N,

- huit atomes d'Oxygène.

L'EDTA possède un fort pouvoir déminéralisant. Celui-ci facilite la pénétration de l'instrument dans des canaux calcifiés par une action de chélation. Son effet antibactérien est relativement faible. Cependant, à la concentration de 10-15 %, il dissout très efficacement les débris tissulaires et la smear layer.

L'alternance EDTA-NaOCl est fréquemment utilisée par les chirurgiens-dentistes pour combiner l'effet chélateur de l'EDTA et les capacités bactéricides de l'hypochlorite de sodium.

### ***b) Leurs effets sur les instruments Nickel-Titane***

HAIKEL et coll. propose une comparaison des propriétés mécaniques des instruments NiTi et des instruments en acier en présence ou en l'absence de solutions d'hypochlorite de sodium. Le temps de trempage des instruments est soit nul, soit de 12 h, soit de 48 h. En ce qui concerne les résultats sur l'influence de la solution de NaOCl pour toutes les propriétés testées, il apparaît que cette solution n'entraîne pas d'effets statistiquement significatifs (*J. Endod., 1998*).

STOKES et coll. s'intéressent en 1998 à la résistance des limes en acier comparées à celles en Nickel-Titane. En sachant que la corrosion intéresse les métaux par piqûres et porosités, ils en déduisent que les propriétés mécaniques doivent être diminuées. Cependant, après immersion dans une solution de NaOCl à 5,25 % pendant 1 h, ils constatent que l'acier et le NiTi possèdent les mêmes propriétés de résistance à la corrosion mais celles-ci diffèrent en fonction des firmes étudiées. Ils supposent donc que le dessin de l'instrument et les contrôles réalisés par le fabricant influencent la résistance à la corrosion des instruments.

Le but de l'étude réalisée par BONNACCORSO et coll. est d'analyser chimiquement la surface d'instruments NiTi électropolis et non électropolis après une procédure de nettoyage dans une solution d'hypochlorite de sodium à 5,25 %. Des instruments RaCe® sont utilisés pour le besoin de l'expérimentation. L'analyse avant et après nettoyage des instruments permet d'enregistrer les défauts de surface. Les deux types d'instruments étudiés présentent une augmentation des dépôts de fer. Cette augmentation est due à la corrosion galvanique du manche. Les instruments non électropolis montrent une présence marquée de dépôt de Chlorure de Sodium ou NaCl dans leurs impacts d'usinage et leurs micro-cracks. Selon la nature chimique de leur surface, les instruments électropolis montrent une augmentation d'oxydes présents en comparaison à la faible concentration (essentiellement de l'oxyde de Titane ou TiO<sub>2</sub>) avant nettoyage. Les limes électropolies possèdent déjà une grande concentration d'oxydes (TiO<sub>2</sub> ou oxyde de Nickel NiO<sub>2</sub>) avant le nettoyage par la solution de NaOCl. Par conséquent le traitement par l'hypochlorite de sodium affecte la composition chimique de la surface des instruments, en particulier la masse exposée par les fissures d'usinage et les micro-cracks présents sur les limes non électropolies (*J. Endod., 2008*)

Dans une étude de NOVOA et coll. pour évaluer la résistance des instruments NiTi immergés dans une solution d'hypochlorite de sodium NaOCl à 5,25 %, différents systèmes sont utilisés dans deux solutions : une solution commerciale d'un pH = 12,3 et la même solution partiellement neutralisée par l'ajout d'hydroxysulfate H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub> de pH = 10,1. Le potentiel de corrosion des alliages en Nickel-Titane mesuré atteint un domaine passif au bout de 20 secondes d'immersion dans la solution neutralisée à pH = 10,1. Après cette phase initiale, le potentiel reste stable ce qui indique que la

passivité de l'alliage est terminée. Dans la seconde solution à pH = 12,3, aucun état stable n'est enregistré même après une immersion supérieure à 6 000 secondes. Ceci indique que l'alliage n'est pas stable d'un point de vue corrosion dans ce type de solution. Par conséquent la résistance à la corrosion de l'alliage est améliorée par la diminution du pH de la solution de NaOCl. Cette diminution de pH permet à l'alliage d'atteindre plus facilement son domaine de stabilité grâce aux espèces passives des différents oxydes TiO<sub>2</sub> et NiO<sub>2</sub> (*Int. Endod. J.*, 2007).

Enfin DARABARA et coll. réalisent une étude pour évaluer les puits et fissures de corrosion présents sur les instruments en acier ou en NiTi lorsqu'ils sont plongés dans des solutions d'EDTA et de NaOCl. Des instruments de différentes firmes sont étudiés. Ils sont plongés dans une solution de NaOCl à 5,25 % de pH = 10,6 ou une solution d'R-EDTA à 17 % de pH = 7,5. Les opérateurs mesurent le potentiel de corrosion, la densité de corrosion et le potentiel de piqûre. Le potentiel de corrosion correspond à l'ionisation du métal. A l'augmentation de ce potentiel de corrosion correspond une diminution de l'ionisation. Par conséquent un potentiel de corrosion faible signifie que l'ionisation du métal augmente. Les résultats montrent que le film passif de protection est plus stable et durable dans le temps dans une solution de R-EDTA que dans une solution de NaOCl. Les puits et fissures dus à la solution de NaOCl sont différents de ceux observés dans la solution de R-EDTA. Les instruments en NiTi et en acier ont une bonne résistance à la corrosion. L'étude démontre que le pH de la solution a plus d'importance que la composition de cette solution sur la corrosion de l'instrument. Ces résultats confirment ceux de l'étude NOVOA et coll. (*Int. Endod. J.*, 2004).

L'instrument Nickel-Titane possède une forte résistance à la corrosion. DARABARA et coll. montrent également que la propagation des micro-cracks peut être accélérée par l'action combinée du stress subi par l'instrument et du phénomène de corrosion dû à la solution d'irrigation. Il est utile de rappeler que BERUTTI et coll. décrivent le phénomène d'engainement de la pointe de l'instrument qui est à l'origine des fractures de torsion. En effet cette accumulation de débris dentinaires dans le canal risque de provoquer des bouchons dentinaires mais aussi de verrouiller l'instrument dans le canal et d'aboutir à la fracture. Le nettoyage de l'instrument après chaque utilisation dans un canal est donc essentiel pour limiter ce risque.

Les effets et l'efficacité du rinçage du canal radiculaire peuvent être augmentés par l'utilisation simultanée de limes ultrasoniques. Cependant, pour être efficaces et vibrer librement, ces limes doivent être utilisées dans des canaux suffisamment larges comme ceux obtenus par la technique du Crown-Down. La présence d'un rétrécissement canalaire limite leur utilisation.

### **3. Les conditions d'hygiène de l'instrument**

L'antisepsie correspond à la destruction des micro-organismes pathogènes capables de provoquer des infections. L'asepsie est définie comme l'absence de micro-organismes dans un milieu ou sur un objet (*définitions Le petit Larousse illustré, 2004*). Un instrument neuf peut être utilisé immédiatement pour la préparation canalaire. Cependant il n'est pas à usage unique et doit donc être assaini, lavé, rincé, séché puis stérilisé et stocké après utilisation. La première étape de nettoyage est réalisée par le praticien. A chaque sortie du canal, l'instrument doit être soigneusement nettoyé avec une compresse imbibée d'hypochlorite de sodium. Puis, après son utilisation, l'instrument est nettoyé puis stérilisé. Toutes ces étapes présentent des sources de modifications possibles des propriétés de l'instrument.

## a) *La pré-désinfection*

Après son utilisation, l'instrument est plongé dans une solution de pré-désinfection librement choisie par le praticien. Selon la concentration du bain de trempage, le temps de trempage et la qualité du rinçage, les conséquences sur l'instrument peuvent être différentes.

La corrosion correspond à l'attaque destructive d'un métal par réaction chimique ou électrochimique avec son environnement. Les propriétés mécaniques des matériaux sont altérées. La corrosion peut être de différents types selon l'attaque et le milieu corrosif.

L'hygiène de l'instrument commence par son trempage dans un bain décontaminant. Les solutions sont diverses. Le chirurgien-dentiste a le choix entre différents principes actifs pour la désinfection de son instrument.

### (1) Principes

La pré-désinfection est le premier traitement à effectuer sur le matériel souillé pour éliminer les matières organiques (sang, salive, débris dentaires, etc...) et pour faciliter le nettoyage. Ceci permet d'améliorer les étapes ultérieures de désinfection et de stérilisation.

Les produits détergents utilisés pour les instruments rotatifs en NiTi sont des désinfectants pour la pré-désinfection des dispositifs médicaux rotatifs ou à canaux (fraises, instruments endocanalaire) et instruments dynamiques.

Les solutions de pré-désinfection sont sélectionnées en fonction de leur caractère désinfectant et non de leur pouvoir nettoyant selon les dossiers de l'ADF, liste positive des produits désinfectants dentaires 2006-2007.

Pour figurer dans cette catégorie de solution détergente, le produit fourni par le fabricant doit être conforme à plusieurs normes établies par le CEN (Comité Européen de Normalisation). AFNOR (Association Française de Normalisation créée le 22 Juin 1926) est responsable de la version française:

- norme NF EN 1040 (T 72-152) relative à la propriété bactéricide,
- norme NF EN 1275 (T 72-202) exigence limitée à l'activité levuricide (*Candida Albicans*),
- norme NF EN 13727 (T 25-175) (conditions de saleté) ou norme NF EN 1276 (T 72-173) (conditions de saleté) ou norme NF T 72-170 / NF T 72-171 (spectre 4 et conditions de saleté).

Le préfixe "EN" signifie que ces normes sont européennes.

La qualité du bain dépend des principes actifs de la solution et de la concentration du bain. Le bain de décontamination doit être remplacé une fois par jour, et plus souvent si les instruments sont très souillés. La solution détergente et désinfectante doit être dépourvue d'aldéhydes afin d'éviter la fixation des résidus sanguins.

Selon la solution fournie par le fabricant, les principes actifs sont différents et nombreux. Les principes actifs conditionnent l'action bactéricide, fongicide et/ou virucide de la solution.

Des tensio-actifs entrent dans la composition d'une solution détergente sous la forme cationique comme l'ammonium quaternaire qui possède des propriétés désinfectantes et/ou sous la forme non ionique pour leur caractère moins agressif.

Une solution d'alcool compose également la solution de pré-désinfection comme l'éthanol, le propanol ou le propylène glycol.

Les hydroxydes constituent également des principes actifs de la solution détergente, comme l'hydroxyde de sodium ou l'hydroxyde de potassium.

Pour les normes NF EN 1040, NF EN 1275, NF EN 13727 et NF EN 1276, seuls sont retenus les produits présentant une activité en 15 minutes maximum.

Il existe un protocole de trempage spécifique à l'instrumentation. En effet les instruments doivent être totalement immergés dans le bain décontaminant en évitant la formation de bulles d'air. La température de l'eau du bain de trempage doit être inférieure à 30°C. Une température plus élevée risque de provoquer une fixation des substances protéiques et une émanation nocive pour le personnel. Une durée de trempage de 15 minutes minimum est nécessaire pour être conforme aux normes relatives aux antiseptiques et désinfectants, et compatible avec la rotation des instruments en cabinet dentaire.

Un temps de contact prolongé de plusieurs heures ne peut que nuire à l'instrument et faire apparaître un phénomène de corrosion. Cependant un temps de trempage trop court rend insuffisante l'action décontaminante.

## (2) Les effets sur l'instrument

Les solutions de trempage et de pré-désinfection ne doivent pas altérer ou dégrader les structures des instruments. L'alliage NiTi, bien que moins résistant à la corrosion que le Titane pur, (*Biomaterials*, 2002) possède de grande capacité de passivité face à la corrosion.

Les concentrations des solutions sont étudiées pour permettre un nettoyage de l'instrumentation sans entraîner de dégradations de sa structure ou de son état lors d'une durée de trempage suffisante sans être excessive. Par conséquent les effets d'une solution de trempage sur un instrument en NiTi sont minimes, et ne présentent qu'une faible valeur corrosive sur la surface de la lime.

O'HOY et coll. étudient les effets des procédures de nettoyage répétées sur les propriétés de fractures et de corrosion des instruments NiTi. 4 marques d'instruments sont nettoyés 2, 5 et 10 fois soit dans une solution de nettoyage à diluer (1 % NaOCl) soit dans la solution Milton® (1 % NaOCl plus 19 % NaCl). Chaque cycle se décompose en une phase de nettoyage/rinçage, d'immersion dans le NaOCl pendant 10 minutes suivie de 5 minutes dans un bac à ultrasons. Les limes sont ensuite testées pour leur résistance à la torsion, leur propriété de flexion et observées au microscope électronique SEM pour évaluer le degré de corrosion. Un second groupe des mêmes instruments est immergé pendant toute une nuit dans l'une des 2 solutions. En conclusion, les instruments peuvent



être nettoyés 10 fois sans altérer leur résistance à la fracture ou induire de corrosion. Cependant une immersion prolongée dans une solution désinfectante soumet l'instrument à la corrosion (*Int. Endod. J., 2003*).

La chaîne de désinfection complète passe par la phase de stérilisation de l'instrument. Durant le travail de l'autoclave, la lime NiTi subit de fortes variations d'environnement et de température pouvant avoir un effet délétère sur ses propriétés.

### ***b) La stérilisation des instruments***

Différentes catégories de stérilisateur sont disponibles sur le marché. Il en existe trois types différents :

- les stérilisateurs à chaleur sèche dont le procédé ne convient qu'aux instruments résistants à une température de 180°C. En outre l'air étant un moins bon conducteur de la chaleur, la fiabilité de la stérilisation n'est pas garantie,
- les stérilisateurs autoclaves à vapeurs chimiques dégagent une odeur forte et irritante donc nocive pour le personnel et le praticien,
- les stérilisateurs autoclaves à vapeur d'eau sous pression avec système de pré-vidé qui sont à l'heure actuelle le procédé de stérilisation le plus fiable.

L'autoclave à chaleur humide est le modèle le plus utilisé, le plus efficace et le seul que la HAS ou Haute Autorité de Santé autorise au chirurgien dentiste. Les effets induits sur le NiTi par les deux autres modes de stérilisation ne seront par conséquent pas abordés.



*Exemple du B-One autoclave*

#### **(1) Le mode de stérilisation**

La stérilisation est la destruction de tous les microbes dans un système par l'action des agents antimicrobiens et l'élimination des corps microbiens. Le résultat de l'opération, non limité à la durée d'application est l'état de stérilité. Le terme de stérile ne peut s'appliquer qu'à du matériel emballé, puisque non limité à la durée d'application (*définition AFNOR*).

On utilise la vapeur d'eau sous pression en sachant que la température augmente avec la pression.

La stérilisation présente différents cycles. Pour la stérilisation de l'instrument Nickel-Titane, un cycle de 10 minutes à une température de 134°C avec une pression de 2 bars est nécessaire.

## (2) Les effets sur l'instrument

Un cycle de stérilisation induit sur l'instrument des variations d'environnement et notamment de température. Or la transformation de phase martensitique dépend de ces variations de température. Plusieurs études ont été menées pour déduire ces effets sur la lime en NiTi.

En 1997, SILVAGGIO J. et LAMAR HICKS M. réalisent une étude pour déterminer les effets de stérilisation à chaud sur les propriétés de torsion des instruments Nickel-Titane.

La méthode est la suivante :

- l'étude utilise mille instruments Profile de la série 29.04 de la taille 2 jusqu'à la taille 10,
- 100 limes des tailles 2 à 10 constituent le groupe de contrôle, les 900 limes restantes, toujours des tailles 2 à 10, sont réparties en différents groupes de 10 limes chacun,
- les limes du groupe de contrôle sont testées avant d'être stérilisées pour obtenir une base de performance. Les limes des groupes expérimentaux sont testées après avoir subi 1, 5 ou 10 cycles de stérilisation,
- les stérilisateur utilisés sont l'autoclave Steam, l'autoclave Statim et le stérilisateur à chaleur sèche,
- les instruments sont testés grâce au Torquemeter Memocouple (Maillefer), la lime tourne à  $1,6 \text{ rot.min}^{-1}$ , la pointe de l'instrument est maintenue sur 3 mm, la mesure du dispositif enregistre le Torque (en g.cm) et le degré de rotation au moment de la fracture de l'instrument.

Les résultats sont recueillis pour les limes des tailles 2 à 7, le résultat des autres tailles étant biaisé par des soucis de maintien de la lime dans leur logement. Pour les limes de tailles 2 à 7, 54 comparaisons (9 par taille) sont dévolues au phénomène de Torque et 54 comparaisons (9 par taille) sont faites pour la flexibilité. Sur ces 108 comparaisons, 20 changements significatifs apparaissent dont 10 pour la torsion et 10 pour la flexibilité, 8 des 20 changements concernent la taille 5.

Sur les 10 changements concernant la torsion, 8 sont une augmentation et 2 une diminution de la résistance à la torsion. 96,3 % (52 sur 54) des comparaisons regroupent une augmentation significative ou aucun changement de cette résistance. Les stérilisateur à chaleur sèche et l'autoclave Steam produisent respectivement 6 et 1 augmentation des valeurs de résistance à la torsion. L'autoclave Statim produit 1 augmentation et 2 diminutions de la résistance à la torsion.

Sur les dix changements de la flexibilité, la chaleur sèche produit cinq diminutions, l'autoclave Statim produit trois augmentations et deux diminutions, l'autoclave Steam ne provoque aucun changement significatif.

Il apparait donc une relation inverse entre les changements de forces de torsion et de flexibilité en

rotation sur la lime de taille 5 plus particulièrement puisqu'à quatre augmentations de la résistance à la torsion correspondent quatre diminutions de la flexibilité.

Cependant l'étude démontre que selon un consensus avec des métallurgistes, le paramètre le plus important dans la fracture est l'effet de Torque et non pas le degré de rotation donc la flexibilité. Par conséquent, il en ressort que, quel que soit le type de stérilisateur, l'instrument n'est pas affaibli. Et lorsque les propriétés de la lime sont modifiées, c'est une augmentation de la résistance à l'effet de Torque donc une diminution du risque de fracture qui apparaît (*J. Endod.*, 1997).

En 1998, MILES SB., CLEMENT DJ., PRUETT JP. et CARNES DL étudient les effets de la stérilisation sur la fatigue cyclique des instruments rotatifs en Nickel-Titane :

- les instruments utilisés sont des Lightspeed de taille 40 au nombre de 280,
- les instruments sont testés dans des canaux artificiels avec une courbure de 30° et un rayon de courbures de 2 mm ou de 5 mm,
- les instruments sont répartis en différents groupes : 4 groupes de 14 témoins pour déterminer les cycles de fracture des instruments stérilisés et non-stérilisés dans les canaux de 2 mm et 5 mm de rayon de courbure; 28 instruments stérilisés et 28 instruments non stérilisés sont testés à 25 %, la même répartition est établie à 50 % et à 75 % des valeurs limites prédéterminées du cycle de fracture, dans les canaux de 2 mm et 5 mm de rayon de courbure soit 12 groupes de 14 instruments ; quatre groupes de 14 instruments sont testés à 25 % des valeurs limites prédéterminées du cycle de fracture, 28 limes stérilisées (S) et 28 autres non stérilisées (NS), dans les canaux artificiels de 2 mm (14 S et 14 NS) et 5 mm (14 S et 14 NS) de rayon de courbure jusqu'à la fracture de l'instrument,
- les instruments sont soumis à une stérilisation autoclave à chaleur humide à 135°C, 30-35 psi pendant 5 minutes.

En résumé, les instruments non stérilisés travaillant dans les canaux à 2 mm de rayon de courbure cassent à  $279 \pm 81$  cycles de rotation tandis que les instruments stérilisés cassent à  $391 \pm 180$  cycles. Les instruments non stérilisés qui préparent les canaux artificiels de 5 mm de rayon de courbure cassent à  $532 \pm 115$  cycles et les instruments stérilisés cassent à  $582 \pm 87$  cycles. Les différences observées dans le nombre des cycles de fractures entre les instruments stérilisés et non stérilisés dans des canaux de même rayon de courbure ne sont pas significatives alors que les différences observées en comparant le même groupe d'instruments entre des préparations dans des canaux de 2 et 5 mm de rayon de courbure sont significatives à un niveau  $p < 0,05$ .

Cette expérimentation prouve qu'il n'y a pas de modifications significatives des propriétés mécaniques de l'instrument selon qu'il soit stérilisé ou non. En revanche le rayon de courbure du canal préparé a une importance bien particulière, plus que le degré de courbure du canal. Enfin l'immobilité de l'instrument dans le canal favorise l'apparition de micro-fêlures à sa surface (*J. Endod.*, 1998).

En 2007, ZINELIS et coll. réalisent une étude pour évaluer les effets des traitements thermiques sur la résistance à la fatigue cyclique des instruments. Cependant avec les instruments utilisés de diamètre 40 et de conicité 4 %, les résultats obtenus montrent une augmentation de la résistance à la fatigue cyclique des instruments pour une température bien précise comprise entre 430°C et 440°C (*Oral Surg., Oral Med., Oral Pathol., Oral Radiol., and Endod.*, 2007).

De nombreuses études ont donc été menées pour déterminer une influence possible de la stérilisation sur les instruments en Nickel-Titane. Bien que les conditions subies par ces instruments soient extrêmes dans le stérilisateur (pression élevée, hautes températures) leurs effets ne sont pas significatifs. Le nombre de cycles est supposé avoir des conséquences sur les propriétés avantageuses du Nitinol. Cependant la spécification numéro 28 de l'ADA limite à 10 le nombre de cycles de stérilisation pour l'instrument. Il est possible de faire un lien entre le nombre de cycles de stérilisations et le nombre d'utilisations. En effet, suite à l'utilisation d'un instrument, celui-ci est décontaminé, nettoyé et stérilisé. Par conséquent, il y aurait une limite du nombre de cycles de stérilisation donc une limite du nombre d'utilisations à dix par instruments.

Suite à la séquence de désinfection-stérilisation de l'instrument, il peut être conditionné dans une boîte de rangement type acier qui constitue un bon support de travail, ou dans des sachets individuels préalablement réalisés et stérilisés, pour être stocké dans un endroit accessible par le praticien et adapté. Il pourra ensuite être réutilisé pour une nouvelle préparation canalaire.

## **E. Douze mesures pour limiter le risque de fracture**

Ces mesures sont proposées par Di FIORE dans un article paru en 2007. L'auteur se base sur dix points réunis lors du traitement endodontique en rotation continue. Les alliages NiTi présentent des propriétés de superélasticité, de biocompatibilité et de flexion qui apportent un confort certain lors du soin. Cependant, la fracture instrumentale est un phénomène multifactoriel et complexe.

L'auteur précise que la limite élastique des instruments NiTi est haute. Au-delà de cette limite, la lime fracture quasi instantanément. Lors de la rotation de l'instrument dans le canal, la lime est sujette à des cycles de fatigue menant à la déformation puis à la rupture. Des tests physiques complémentaires ont démontré que les cycles de fatigue et le stress de torsion ou Torque sont les facteurs principaux de la fracture des instruments en NiTi.

Le design des instruments en Nickel-Titane conditionne l'utilisation et l'efficacité de coupe de l'instrument. Cependant leur calibre, leur conicité et leurs hélices de coupe interviennent dans le processus de fracture. Ces caractéristiques affectent les propriétés de torsion et de compression des instruments.

Les études menées sur le calibre instrumental démontrent que plus ce diamètre augmente, plus la résistance à la fracture de fatigue de l'instrument diminue. Les instruments de gros calibre sont donc plus susceptibles de se fracturer. Ils sont moins résistants aux cycles de fatigue. Cependant, les tests menés prouvent que l'augmentation du diamètre et de la conicité de l'instrument augmentent sa résistance à la torsion, mais diminuent la durée avant sa fracture.

La conicité instrumentale a également fait l'objet d'investigations. Des études portant sur les cycles de fatigues avant la fracture ont démontré que les instruments de forte conicité (6 %) ont plus tendance à fracturer rapidement que les instruments de faible conicité (4 %). Les instruments à conicité variable présentent un pourcentage de fracture supérieur aux instruments à conicité constante (21 % contre 7 % respectivement) (*SHEN et coll., 2006*). Il a été noté que les instruments à conicité variable se fracturent tandis que les instruments à conicité constante se déforment. Les instruments à conicité variable fracturent plus rapidement et avec un nombre moins important de rotations que les instruments à conicité constante (*GUILFORD et coll., 2005*).

Les hélices de coupe interviennent dans le phénomène de fracture. Les instruments avec des lames épaisses et une conicité variable ont un diamètre de section qui change rapidement. Ces instruments développent des valeurs hautes du Torque et sont donc plus sujets à la fatigue métallique et à la fracture. Les instruments portant des lames plus profondes et un diamètre de section constant sont plus résistants à la fracture. Cette propriété est due à la répartition régulière sur toute la longueur de l'instrument du stress de torsion et des forces de compression. Le chirurgien-dentiste doit donc être parfaitement au courant des limites de ses instruments et doit choisir ceux qui sont les moins sujets à la fracture.

L'observation d'instruments neufs et l'analyse de leur surface ont dévoilé les variations de leur structure cristalline et les impacts d'usure comme les micro-cracks et les fissures. L'opérateur doit garder à l'esprit que ces facteurs contribuent à la propagation de la fracture durant l'utilisation clinique de l'instrument. Les tests de résistance à la fatigue et à la torsion ont prouvé que des instruments déjà utilisés sont plus sensibles à la fracture que des instruments neufs. Le nettoyage systématique des instruments endodontiques permet de diminuer ce risque de fracture. La dépose des instruments selon leur nombre d'utilisation avant l'apparition de déformation, de distorsion ou d'élargissement de ces micro-cracks est un processus qui permet également de diminuer ce risque. Les manufactures recommandent aujourd'hui de jeter un instrument rotatif en Nickel-Titane après une utilisation clinique.

La survenue d'une fracture lors de la préparation d'un canal courbé augmente lorsque l'angle de courbure augmente et que le rayon de courbure diminue. Un examen radiographique précis associé à l'utilisation d'une lime manuelle K de petit calibre révèlent la présence et l'importance de l'incurvation. Lorsqu'une forte courbure est détectée, le praticien doit être prudent quant au risque de fracture et doit adapter la séquence de préparation canalaire.

La cavité d'accès endodontique doit permettre aux instruments de progresser dans le canal sans interférence. Cette progression implique une élimination totale des becquets dentinaires ou des matériaux de restauration. L'instrument doit pouvoir atteindre le tiers apical ou la première partie de la courbure radiculaire avec un minimum de stress de flexion ou de compression. L'accès endodontique devient crucial pour la prévention de la fracture instrumentale, notamment lors du traitement de dent difficile ou lors d'une ouverture buccale limitée. Le chirurgien-dentiste doit privilégier l'accès aux entrées canalaires et la progression de l'instrument aux dépens du maintien de structure dentinaire. La cavité d'accès prime sur la quantité de tissu dentaire conservée.

L'élargissement des entrées canalaires facilite la négociation et l'instrumentation du tiers apical des canaux radiculaires, en particulier pour les canaux fortement courbés. L'utilisation prudente, par exemple, de forets de Gates-Glidden permet d'évaser les entrées canalaires sur 2 à 4 millimètres de profondeur. Cet élargissement permet aux instruments endodontiques en Nickel-Titane de pénétrer dans un canal avec un minimum de stress. Les instruments sont guidés dans le canal sans forces de compression ou de torsion excessives qui peuvent conduire à la fracture. Le chirurgien-dentiste doit systématiquement élargir les entrées canalaires avant l'utilisation des instruments rotatifs en Nickel-Titane.

Les instruments manuels créent un trajet doux, régulier et élargi qui permet aux instruments endodontiques d'atteindre plus facilement le tiers apical. L'élargissement manuel à l'aide d'instruments fins réduit les défauts de progression des instruments endodontiques. Le praticien qui utilise des limes rotatives en Nickel-Titane doit préalablement élargir le canal à l'aide d'une instrumentation manuelle.

Les moteurs de rotation continue ont été développés pour contrôler le Torque et la vitesse de rotation de l'instrument lors de sa progression dans le canal. Lorsque le Torque d'un instrument tournant à vitesse constante est atteint, le moteur inverse automatiquement sa rotation pour désengager l'instrument du canal avant qu'il ne se bloque et se fracture (GAMBARINI, 2001). Le praticien doit s'équiper d'un moteur de rotation continue pour que l'instrument évolue à une vitesse constante et faible et à un niveau de Torque bas.

La technique du Crown-Down utilise des instruments larges pour préparer en premier lieu la partie coronaire du canal. Des instruments plus fins sont ensuite amenés au niveau du tiers apical. L'éviction de dentine coronaire et de toute autre obstruction permet à l'instrument de progresser jusqu'à l'apex avec plus de sécurité. Cette technique permet de diminuer les contacts nocifs de l'instrument avec la dentine au niveau de sa pointe (BLUM et coll., 1999). En sachant que la fracture des instruments en NiTi survient habituellement dans les 1 à 3 millimètres de sa pointe (ZELADA et coll., 2002 ; GABEL et coll., 1999 ; SATTAPAN et coll., 2000 ; BORTNICK et coll., 2001), la préparation par la technique du Crown-Down diminue ce risque. Cette technique doit être constamment appliquée par le praticien lorsqu'il utilise des instruments en NiTi.

L'irrigation et la lubrification sont indispensables au parage du canal. La formation de bouchons par accumulation de débris dentinaires et tissulaires est due à l'instrumentation. Ces bouchons sont éliminés par l'irrigation. Une association de peroxyde d'urée combinée à de l'EDTA est communément utilisée pour la lubrification du canal. Les irrigants et lubrifiants canaux réduisent l'encrassement du canal, les forces de friction et les charges mécaniques, ce qui diminue le stress en torsion de l'instrument (« Taper-lock »). L'opérateur doit donc généreusement lubrifier ses instruments et abondamment irriguer le canal.

Le procédé d'utilisation de l'instrument est extrêmement important. Il a été démontré qu'un mouvement axial cyclique appliqué aux instruments pendant la préparation permet de prévenir la fracture prématurée. Un mouvement de va-et-vient régulier avec de faibles pressions apicales est décrit par les différents auteurs comme un bon moyen de prévention de la fracture. LI et coll. ont testé les cycles de fatigue des instruments NiTi rotatifs sous des conditions statiques ou dynamiques par va-et-vient. Il ressort de cette étude que lorsque la profondeur de pénétration par la dynamique par va-et-vient augmente, la durée au bout de laquelle survient la fracture augmente. Ceci suggère que le type de manipulation instrumentale est critique dans la prévention des fractures. Cette technique par va-et-vient doit être utilisée par tout praticien travaillant avec des instruments en NiTi.

Enfin, des études ont prouvé qu'il existe un plus haut pourcentage de fractures instrumentales pour un praticien inexpérimenté dans les systèmes de rotation continue, comparé à un praticien expérimenté. La tendance au vissage et au blocage de l'instrument dans le canal est repérée par le praticien. Seule l'acquisition d'une habilité à détecter ce type de phénomènes permet d'en limiter la survenue. Cette habilité s'acquiert avec l'expérience. YARED et coll. ont mené plusieurs expérimentations sur l'expérience de l'opérateur et l'apparition de fracture. Ces études démontrent que l'entraînement sur des dents extraites est essentiel avant l'application clinique.

Par conséquent, douze mesures pour prévenir le risque de fractures sont énoncées par l'auteur :

- éviter de soumettre les instruments NiTi à un stress excessif,
- utiliser des instruments le moins possible sujets à la fracture,
- suivre un protocole instrumental précis,

- détecter l'anatomie canalaire et instrumenter les canaux prudemment,
- s'assurer que l'accès endodontique est adéquat,
- ouvrir les orifices canaux avant de préparer le canal,
- évaser le canal à l'aide de petites limes manuelles,
- utiliser les instruments à une vitesse faible et un niveau de Torque faible,
- préparer le canal en appliquant la technique du Crown-Down,
- manipuler les instruments avec un mouvement dynamique de va-et-vient,
- pour les praticiens inexpérimentés, s'entraîner sur des dents extraites avant l'application clinique.

La fracture instrumentale est un incident iatrogène qui complique et compromet le traitement endodontique. L'utilisation quotidienne des instruments en Nickel-Titane nécessite un respect des mesures indiquées ci-dessus. Une étude de laboratoire a indiqué que lorsque le praticien est conscient d'une possible fracture instrumentale et connaît les mesures de prévention de cette fracture, leur incidence est d'environ 0,1 % soit 1 pour 1000.

## **IV. Conduite à tenir devant une fracture d'instrument**

### **A. Le retrait d'un élément fracturé par voie orthograde**

Selon une étude de PARASHOS et MESSER, la fréquence de survenue d'une fracture instrumentale pour les limes Nickel-Titane est de 1 % avec une échelle comprise entre 0,4 % et 3,7 % selon les études (*J. Endod., 2006*). Le praticien peut proposer au patient différentes techniques pour retirer d'un canal un élément fracturé. Que ce soit le Kit Masserann, les inserts ultrasonores ou les techniques de résection chirurgicale, toutes sont des protocoles à utiliser avec précaution.

L'utilisation de trois limes de petit diamètre par la technique du ByPass pour venir saisir l'instrument et le désengager du canal est habituelle. La technique du ByPass consiste à passer à l'aide d'un instrument endodontique de petit diamètre au-delà du fragment instrumental. Une fois dépassé, le fragment est déverrouillé grâce à l'élargissement du canal. Cependant, d'autres techniques ont été développées pour simplifier cette intervention difficile et aléatoire. La difficulté d'élimination des instruments fracturés dépend de la situation anatomique et du type d'objet fracturé. Plusieurs facteurs anatomiques tels que l'épaisseur des parois dentinaires, le diamètre, la longueur et la courbure du canal doivent être appréciés avant d'entreprendre ces manœuvres. En effet, les méthodes d'élimination d'instruments fracturés se font aux dépens du tissu dentinaire.

#### **1. L'évasement du canal pour atteindre l'élément fracturé : l'utilisation des ultrasons**

La procédure consiste, dans un premier temps, à créer un accès direct jusqu'au niveau de l'obstacle et ensuite, à passer le long de ce dernier à l'aide d'inserts abrasifs, en éliminant la dentine l'enserrant pour le libérer des parois canalaire. L'instrument sera ensuite éliminé à l'aide d'inserts lisses de martèlement.

Trois types d'instruments fracturés doivent être distingués : les cônes d'argent, les instruments d'obturation de type bourre-pâte ou condenseur thermomécanique et les instruments de préparation canalaire.

Les cônes d'argent et les instruments d'obturation canalaire sont en règle générale entourés d'un film de ciment de scellement et sont plus faciles à éliminer dès qu'ils sont libérés de ce ciment.

Les instruments de préparation canalaire sont plus difficiles à éliminer car ils sont engagés dans le canal. Toutefois, en raison de leur profil et de l'anatomie canalaire, ils ne sont jamais liés aux parois canalaire dans les trois dimensions. Le dégagement de la portion engagée et la vibration de l'instrument permettent en règle générale son élimination.

Les instruments en Nickel-Titane ont tendance à se fracturer avec les vibrations de l'instrument ultrasonore. Ils sont alors dégagés en prenant appui sur la paroi radiculaire et en les faisant vibrer à faible puissance.



Différents types d'inserts sont utilisés :

- les inserts cylindro-coniques abrasifs ET 20D et ET 40D (Satelec™) et Endo 3, 4 et 5, ProUltra® (Maillefer™) sont de longueur variable, allant de 17 à 24 mm ; leur extrémité travaillante est diamantée (inserts ET 20D et ET 40D) ou recouverte de nitrate de zirconium (inserts Endo 3, 4 et 5, ProUltra®). Plus l'insert est long, plus l'extrémité travaillante est fine. Les inserts courts ET 20D et Endo 3 sont utilisés pour dégager la partie supérieure de l'obstacle situé au tiers coronaire jusqu'à la moitié du canal. Les inserts longs Endo 5 et ET 40D permettent de dégager l'obstacle en partie apicale,
- les inserts lisses de martèlement sont cylindro-coniques (ET 20, ET 25 S et L, ET 40®, Satelec™) ou à parois parallèles (Endo 6, 7 et 8, ProUltra®, Maillefer™). Leur longueur varie entre 16 et 27 mm. Les inserts ET 20 et Endo 6 sont préconisés pour faire vibrer et éliminer les fragments d'instruments en partie coronaire après dégagement de ces derniers. Les inserts ET 25S, ET40 et Endo 7 (plus fins et plus longs), ont la même indication et sont destinés au tiers médian du canal. L'élimination de l'objet de la partie apicale pourra se faire grâce aux inserts très flexibles ET 25L ou Endo8.

Type d'insert	Action	Tiers coronaire	Tiers médian	Tiers apical
Abrasif	Dégagement de l'objet fracturé	ET 20D®, Endo 3	ET 20D®, Endo 3	Endo 5
Lisse	Elimination de l'objet fracturé	ET 20, Endo 6	ET 25S, ET 40, Endo 7	ET 25L, Endo 8

L'application de ces inserts se fait sous aides optiques, à une puissance faible, avec une irrigation air-eau à intermittence et sous pression latérale légère en appui pariétal pour détourner l'instrument fracturé à l'aide d'un insert abrasif.

La longueur et le diamètre de l'insert sont déterminés pour atteindre et dégager l'obstacle avec un minimum d'agression pour la structure dentinaire. Ensuite, un insert de martèlement de diamètre plus fin et cylindro-conique lisse est inséré le long de l'obstacle dans l'espace créé, puis le praticien le fait vibrer.

Lors d'un retraitement sur une dent pluriradiculée, il est important de placer des pointes en papier ou de gutta-percha dans les autres canaux déjà débarrassés de toute obturation pour éviter toute contamination par l'élimination de l'instrument qui peut être brutale et non contrôlée.

La procédure est la même quelle que soit la position de l'instrument fracturé. Cependant, plus la fracture est apicale, plus les risques de perforation liés aux tentatives d'élimination sont accentués.

Les avantages de ces inserts sont :

- dégagement du champ opératoire et meilleure visibilité,
- accès intracanalair facilité grâce aux inserts longs et fins récemment mis au point.

Les inconvénients sont :

- risque d'élévation thermique liée à l'utilisation sans irrigation,
- risque de fracture ou d'érosion du matériau à éliminer en cas de contact direct de l'insert s'il s'agit d'instruments en Nickel-Titane ou de cônes d'argent,
- risque de propulsion de l'objet en direction apicale en cas de pressions exagérées sur l'obstacle à éliminer,
- risque de perforation lié aux tentatives d'élimination en cas de fractures apicales de l'objet.

Les inserts ultrasonores sont donc très utiles grâce à leur finesse et à leur longueur. Ils présentent cependant des inconvénients majeurs pouvant aggraver une situation déjà délicate. Ces inserts sont à utiliser avec précaution. De nombreuses conditions doivent être réunies pour que l'issue de la tentative de retrait de l'élément fracturé soit positive.

Une étude de HÜLSMANN présente une technique combinée de retrait des éléments fracturés. La combinaison d'instruments automatisés et des ultrasons permet d'extraire les éclats d'instruments bloqués dans le canal. Ce retrait est une des procédures les plus difficiles en endodontie. Malgré toutes les techniques de retrait connues, aucune ne présente un pourcentage de réussite de 100 %. L'association du Canal Finder System (système qui combine une rotation par quart de tour de l'instrument et des mouvements de marteau piqueur) par la technique du ByPass (détournement de l'instrument) et des vibrations ultrasonores pour dégager et extirper l'instrument fracturé semble être une bonne solution. Le dispositif Canal Finder System n'est habituellement pas dédié au retrait d'instruments fracturés, mais sa qualité par la technique du ByPass permet de bien détourner l'instrument. L'utilisation des ultrasons seuls ne permet pas d'éliminer l'éclat d'instrument et peut même, dans certaines conditions, éjecter l'instrument fracturé au-delà de l'apex. La combinaison des deux techniques offre de bons résultats (*J. Endod.*, 1994).

L'éviction d'un élément fracturé peut être améliorée par l'association de deux ou plusieurs dispositifs.

## **2. Les systèmes de retrait d'instrument fracturé : la trousse Masserann**

Commercialisés par Micro Mega, ces instruments de précision sont des forets Trépans qui peuvent être utilisés sur une clé ou sur un contre-angle. Ces forets tournent dans le sens anti horaire. Suite à la formation d'une plateforme sur la partie coronaire de l'instrument, le foret vient dégager la dentine qui entoure l'instrument fracturé. Une fois qu'une gorge est réalisée, le tube creux vient au contact de l'instrument et la pince de préhension, également appelée pointeau, est insérée dans le canal et saisit l'instrument.

Le kit contient une pince d'extraction de 1,2 mm de diamètre, un manche moleté court, une clé plate et des trépans. Les trépans ont des diamètres de 1,1 à 2,4 mm, et sont présents sous deux longueurs de 21 mm (trépan court) et 25 mm (trépan long). Ces trépans présentent un diamètre extérieur supérieur de 0,3 mm à leur diamètre intérieur.



*Les instruments du kit Masserann avec de gauche à droite : le manche moleté, quatre trépan et la pince d'extraction*



*Conditionnement du kit Masserann*

Le protocole opératoire distingue trois étapes :

- ouverture de l'accès par l'élargissement de l'entrée canalaire grâce à une fraise boule, et création d'un accès en ligne droite à l'aide d'un foret de Gates-Glidden,
- dégagement du fragment grâce à l'utilisation du trépan pour créer une tranchée de 4 millimètres de profondeur autour du fragment par un lent mouvement de rotation dans le sens inverse des aiguilles d'une montre. Les trépan Masserann s'utilisent soit manuellement à l'aide du manche moleté court, soit à l'aide d'un contre angle réducteur (300 à 600 tr.min<sup>-1</sup> maximum) avec un système d'accroche selon la norme ISO 1797-2 (serrage à l'aide de la clé plate),
- préhension et extraction du fragment en introduisant la pince d'extraction ouverte jusqu'à la partie dégagée du fragment. Le praticien doit maintenir la pince d'extraction fermement en place et visser l'écrou jusqu'à la préhension du fragment. Le fragment est retiré en tournant dans le sens inverse des aiguilles d'une montre pour les instruments de préparation canalaire, les instruments d'obturation type bourre-pâte sont extraits dans le sens des aiguilles d'une montre.



*Protocole d'utilisation du kit Masserann*

Certaines précautions sont à respecter. Par exemple, le fragment doit toujours être extrait en rotation et ne doit jamais être dégagé en tirant. Les instruments Masserann sont droits, un accès droit et direct est impératif. Le praticien guide le trépan avec ses doigts pour l'amener dans la bonne direction.

Deux radiographies prises sous différents angles permettent au praticien de contrôler l'orientation du fragment, avant et au moment de l'insertion de la pince d'extraction.

Récemment Micro Mega a sorti un micro kit Masserann avec le minimum des instruments nécessaires c'est-à-dire une pince d'extraction, une clé plate, un manche moleté court et quatre trépan (deux trépan courts de diamètre 1,2 et 1,3 et deux trépan longs de diamètre 1,2 et 1,3). La boîte ainsi fournie est stérilisable.

L'utilisation des kits Masserann est une technique fortement recommandée pour le retrait d'obstructions canalaires. Bien que cette technique soit souvent une réussite, elle est à l'origine d'usure excessive de tissus dentinaires. L'objectif des travaux de YOLDAS et coll. est d'évaluer les risques de perforation et d'élimination d'épaisseur de dentine dans les canaux mésiaux de molaires mandibulaires après l'utilisation du kit Masserann.

53 molaires mandibulaires humaines extraites sont utilisées pour l'étude. Les dents sont séparées en 3 groupes selon leur degré de courbure radiculaire. Grâce à l'utilisation de la Radio Visio Graphy et de colorant Coral Draw 8.0, l'épaisseur de dentine/cément du canal est mesurée avant et après l'utilisation des forets de Masserann.

Dans les canaux de courbure modérée et sévère, le kit Masserann augmente le risque d'obtention de murs très fins ou de perforations. De plus, après 7,5 millimètres de profondeur de travail du kit, le pourcentage de perforations augmente dans chaque groupe.

En anticipant l'atteinte des murs dentinaires jusqu'à l'apex du canal, le kit de forets Masserann augmente le risque de perforation dans les canaux courbes et lors de préparations profondes (*Oral Surg.*, 2004).

Les instruments de la trousse Masserann peuvent être adaptés à d'autres dispositifs. Comme vu ci-dessus, le kit Masserann est constitué d'un dispositif tubulaire creux spécialement conçu pour le retrait d'éclats métalliques intracanalaires. Cette étude de OKIJ expose quelques modifications apportées au dispositif pour le retrait d'éléments intracanalaires fracturés, profondément enfouis, dont le diamètre coronaire est relativement large. Une modification de l'extracteur permet d'assurer la capture de l'instrument en créant un espace agrandi à l'intérieur du tube. La combinaison de l'utilisation de vibrations ultrasoniques et de l'extracteur modifié avec un microscope opératoire permet d'augmenter les chances de réussite du retrait d'un instrument fracturé (*J. Endod.*, 2003).

Il existe d'autres boîtes comme les boîtes IRS de Dentsply qui sont similaires à la trousse Masserann.

### 3. Les chances de réussite du retrait d'un instrument fracturé et leurs conséquences

De nombreuses études ont été menées pour mesurer l'efficacité des différentes techniques de retrait d'un instrument fracturé. Le kit Masserann et les vibrations ultrasoniques sont habituellement utilisés. Cependant, ces méthodes présentent un délabrement important des structures dentaires, et ne sont pas toujours couronnées de succès.

L'étude de WARD et coll. évalue l'utilisation des techniques ultrasoniques pour extraire un instrument NiTi fracturé dans des canaux étroits et courbés, dans des canaux artificiels en résine et des canaux mésiolinguaux de premières molaires mandibulaires extraites. La technique ultrasonique nécessite la formation d'une plateforme au niveau de l'instrument pour pouvoir ensuite en faire le tour. L'expérimentation utilise un microscope chirurgical. Cette méthode utilisant des inserts ultrasonores fournit de bons résultats dans le retrait d'instruments Nickel-Titane fracturés lorsque tout ou partie de l'instrument est situé dans la portion droite du canal. Lorsque le segment fracturé est intégralement au-delà de l'incurvation, les chances de succès de la procédure diminuent et les dommages causés au canal principal augmentent. Les effets des ultrasons sont identiques dans les canaux artificiels à ceux obtenus dans les canaux naturels. Le principal constat qui ressort de cette étude est que, selon la position du fragment instrumental, l'issue de la tentative de retrait varie. En effet, si l'éclat de l'instrument est situé dans son intégralité au-delà de la courbure canalaire, les chances de retrait sont réduites, et les dommages subis par les murs canalaires augmentent (risque de perte d'épaisseur, voire de perforation) (*J. Endod., 2003*).

Par conséquent, la localisation de l'instrument fracturé conditionne l'issue du traitement. Entreprendre ce type de procédure demande un examen minutieux et une localisation précise du site d'intervention.

GENCOGLU et HELVACIOGLU se sont intéressés à l'efficacité des différentes méthodes de retrait et leur issue. L'objectif de leur étude est d'évaluer le succès de différentes méthodes utilisées pour le retrait d'un instrument fracturé à différents niveaux dans les canaux courbes et droits. 63 canaux droits et 30 canaux courbes présentant un instrument fracturé sont traités soit par ultrasons combinés à un microscope opératoire, soit par les méthodes conventionnelles du ByPass. Le kit Masserann vient compléter les tentatives de retrait des canaux droits. Le succès du retrait de l'instrument selon la technique utilisée et la localisation de l'instrument au niveau de la racine est évalué. Un traitement réussi est défini comme le retrait ou le détournement complet du fragment instrumental. Un succès est rencontré dans 93,3 % avec l'utilisation des ultrasons, contre seulement 66,6 % pour les techniques conventionnelles lors des tentatives de retrait dans les canaux courbes. Pour les canaux droits, le pourcentage de réussite des techniques de vibrations ultrasonores est de 95,2 %, 80,9 % pour les méthodes conventionnelles et 47,6 % pour l'utilisation du kit Masserann. Ce succès dépend de la localisation du fragment, son pourcentage diminue lorsque le fragment atteint le tiers apical. La localisation du fragment fracturé ainsi que la forme de la racine influencent l'issue de la tentative de retrait du fragment instrumental. Les techniques utilisant les vibrations ultrasonores associées à un microscope opératoire donnent les meilleures chances de succès (*Eur. J. Dent., 2009*).

L'anatomie de la dent joue un rôle essentiel sur l'issue de la tentative de retrait d'un instrument fracturé. La courbure du canal et la localisation du fragment conditionnent les chances de réussite d'une telle procédure.

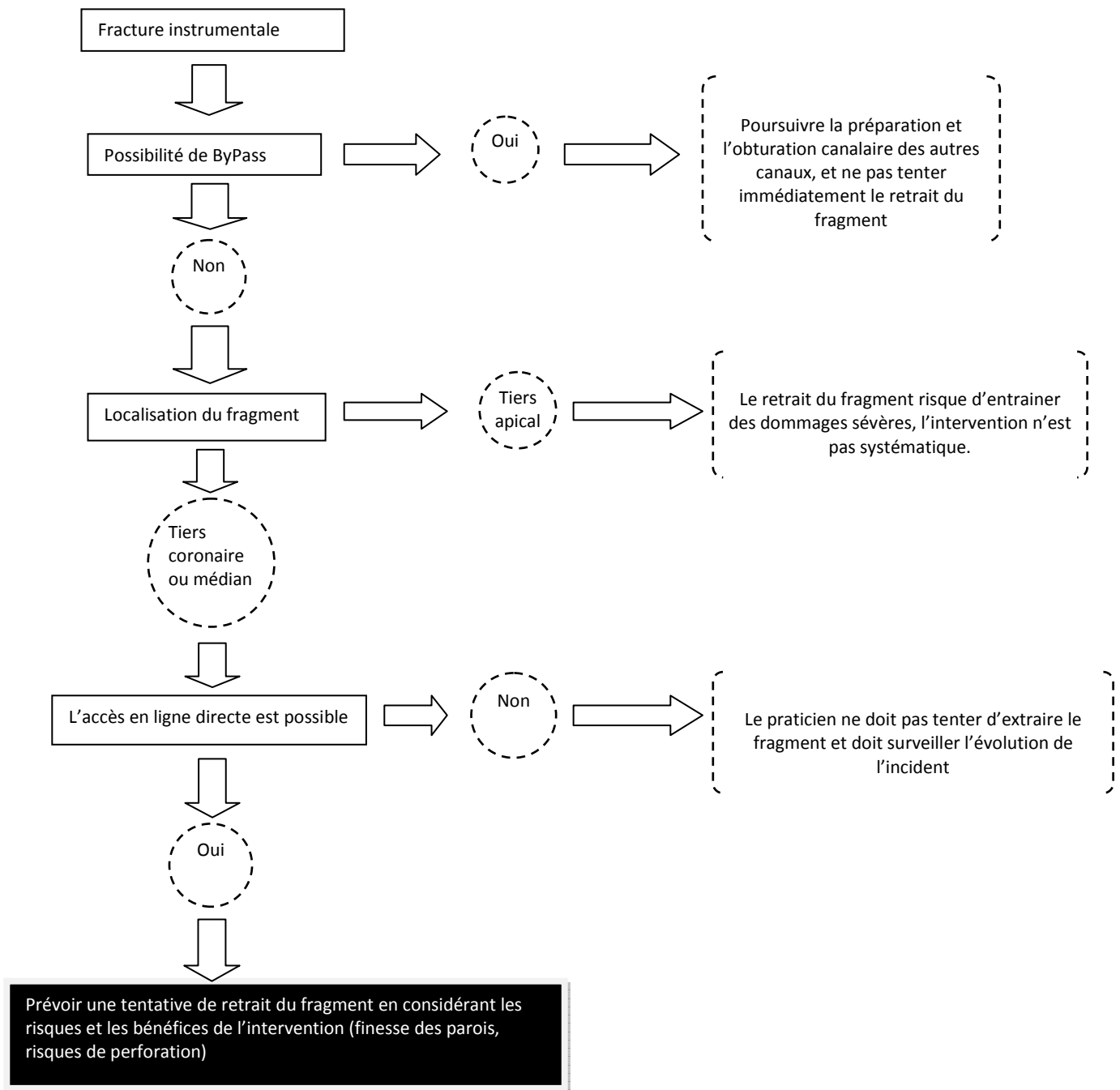
L'étude de SOUTER et MESSER évalue les complications associées au retrait des instruments endodontiques fracturés utilisant les vibrations ultrasoniques. Ces techniques délabrent une grande quantité de tissus dentaires. Les fragments d'instruments sont extraits selon différents niveaux (tiers coronaire, médian, apical) des canaux mésiolinguaux des premières molaires mandibulaires humaines. Les chances de succès, la fréquence de perforations et la solidité de la racine sont enregistrées pour chaque groupe. Les perforations et les retraits infructueux du fragment instrumental surviennent uniquement pour des fragments logés au niveau du tiers apical. La résistance à la fracture de la racine décline d'autant plus que le fragment se loge apicalement. Une étude menée sur 60 cas cliniques obtient les mêmes résultats de succès du retrait d'instruments et de nombre de perforations. Le retrait d'un instrument fracturé logé au niveau du tiers apical des canaux courbés ne doit pas être systématiquement tenté (*J. Endod.*, 2005).

Différents facteurs entrent en jeu lors de la tentative de retrait du fragment instrumental. Le praticien doit pouvoir évaluer l'issue de cette tentative avant de l'entamer.

SHEN et coll. ont évalué l'influence de différents facteurs sur le succès ou l'échec des tentatives de retrait d'instruments NiTi fracturés dans le système canalaire. Pour ce faire, 72 dents contenant un ou plusieurs fragments d'instruments en Nickel-Titane sont utilisées afin d'étudier les différentes techniques de retrait d'un élément fracturé. Les facteurs étudiés incluent le type de dent, le degré de courbure canalaire, la localisation du fragment instrumental par rapport à la courbure et la longueur du fragment estimé radiographiquement. Le succès de la tentative est défini comme le retrait complet ou au moins le détournement du fragment instrumental. Le rapport total de succès est de 53 %. Les chances de réussite sont supérieures pour les dents maxillaires par rapport aux dents mandibulaires. Pour 52 instruments fracturés dans les molaires, 28 sont extraits ou détournés avec succès. Sur 12 fragments présents dans les prémolaires, seuls 2 sont extraits. Les 8 fragments présents dans les dents antérieures sont tous extraits avec succès. Lorsque le fragment est situé au niveau de la courbure ou au-delà de la courbure, les chances de succès sont respectivement de 60 % et de 31 %. Dans les canaux présentant des courbures droites, modérées ou sévères, les chances de retrait sont respectivement de 100 %, de 83 %, et de 43 %. En général, plus le fragment d'instrument est long, plus les chances de retrait de ce fragment sont grandes. Par conséquent, les facteurs favorables au retrait d'un instrument NiTi fracturé sont des canaux droits, des dents antérieures, une position du fragment avant la courbure, et des fragments de plus de 5 mm de long. Cette étude compare également deux systèmes de rotation continue que sont le système ProFile® et le système NiTi K-files®. L'étude montre que les instruments du système NiTi K-files® sont extraits avec plus de succès que les instruments du système ProFile®. Le profil de l'instrument intervient également dans l'issue de la tentative de retrait d'un instrument fracturé dans un canal radiculaire (*Oral Surg., Oral Med., Oral Patho., Oral Rad. and Endod.*, 2004).

Par conséquent, il est nécessaire d'évaluer tous les paramètres qui conditionnent l'issue de la tentative de retrait d'un instrument fracturé. Une radiographie préopératoire donne au praticien un maximum d'informations. L'opérateur doit établir le rapport bénéfices/risques de l'intervention. Ce type de procédure représente des traitements longs et difficiles, dont l'issue est aléatoire. Le praticien doit juger avec beaucoup de précaution la nécessité de ce type d'intervention avant d'entamer le soin.

Lorsque ces méthodes ne sont pas couronnées de succès, le praticien dispose d'une ultime intervention pour conserver la dent en cause. Ces procédures chirurgicales doivent être proposées en dernier recours.



## **B. Le bilan post opératoire : les techniques chirurgicales**

Les techniques chirurgicales représentent la dernière issue des retraits d'instruments fracturés. Lorsque toutes les méthodes précédemment citées ont échoué, ou que l'éclat instrumental est inaccessible par voie orthograde, l'ultime solution avant l'extraction de la dent en cause est l'abord chirurgical.

### **1. Le réclinement du lambeau et la résection apicale**

Le traitement microchirurgical vise à atteindre la guérison complète et à éliminer les symptômes de manière prolongée. Avant d'aborder les tissus mous, il faut distinguer les tissus marginaux sains et malades :

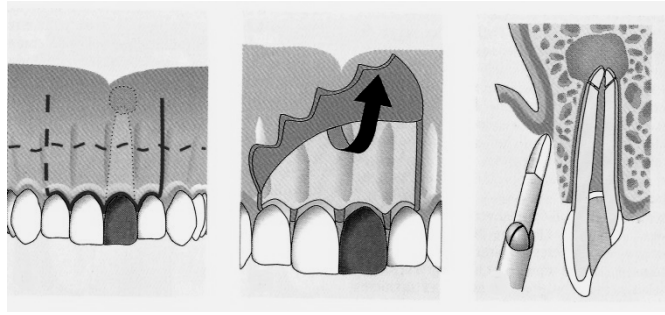
- si les tissus sont sains, on peut s'attendre à une cicatrisation rapide avec maintien du niveau marginal vis-à-vis des marges de la couronne,
- lors de la cicatrisation par seconde intention, on peut s'attendre à une récession gingivale (diminution du niveau de la gencive marginale).

L'incision s'effectue au bistouri microchirurgical inséré dans un manche rond (Aesculap BB46). Sous microscope chirurgical, le grossissement minimal pour contrôler la ligne d'incision est x 4 à x 8. Il faut particulièrement veiller à conserver les papilles interdentaires. Les incisions de libération verticales doivent s'étendre assez loin en direction de l'apex pour assurer une tension sur le lambeau de tissu mou.

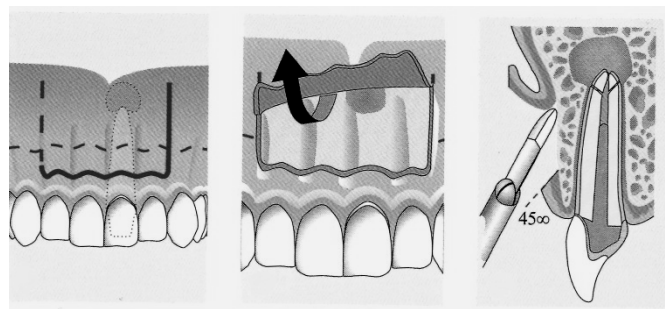
On reconnaît trois types de lambeaux mucopériostés :

- le lambeau « triangulaire » est facile à préparer avec une incision intrasulculaire et une incision verticale. Il assure un bon apport vasculaire ; cependant, il ne fournit pas un accès optimal. Il est surtout indiqué en cas de perforation,
- le lambeau « triangulaire » peut être élargi par une deuxième incision verticale en lambeau « rectangulaire » qui permet une bonne mobilisation des tissus mous. Un des inconvénients possibles est l'apparition ultérieure d'une récession gingivale,
- après l'incision horizontale et les incisions verticales bilatérales de soulagement, la trajectoire du lambeau de Ochsenbein-Luebke s'étend dans la gencive attachée. On obtient une zone très fine de gencive attachée et la résorption osseuse peut s'étendre jusqu'au niveau de l'incision horizontale.





*Préparation d'un lambeau triangulaire (lignes continues) et d'un lambeau rectangulaire (lignes continues et pointillée verticale) d'après R.BEER*



*Préparation d'un lambeau sous-marginal à angle droit d'Ochsenbein-Luebke d'après R.BEER*

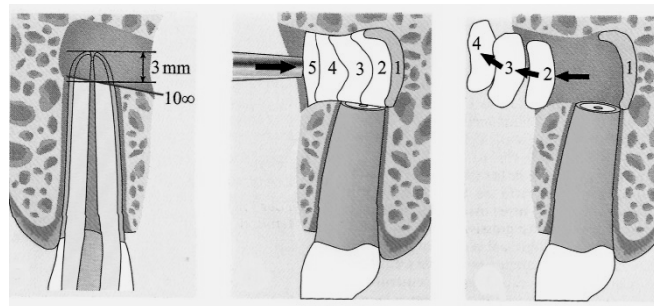
Le polypropylène 7/0 est le fil de suture de choix qui doit être retiré trois ou cinq jours plus tard.

Il est recommandé que le patient prenne 800 mg d'ibuprofène une demi-heure avant la chirurgie afin de réduire la douleur postopératoire et les réactions inflammatoires. La localisation précise du champ opératoire peut être difficile si la lésion n'a pas perforé la paroi osseuse. La longueur de la racine est mesurée sur la radiographie à partir de la jonction émail-cément. L'orifice d'entrée osseux doit être aussi petit que possible. Au grossissement x 10 à x 16, les structures dentaires apicales et l'os sont clairement différenciés. Au grossissement x 10 à x 25, l'étiologie de l'échec peut généralement être identifiée : foramina apicaux et latéraux multiples, canaux supplémentaires non visibles sur la radiographie, dépassement d'obturation ou insuffisance d'obturation du canal, fractures instrumentales et fractures dentaires.

Une fois les racines localisées, tout le tissu de granulation est retiré pour permettre une meilleure observation de l'anatomie radiculaire. Pour l'hémostase, une solution de sulfate ferreux (Cuttrol®) est utilisée dans les pertes de substance osseuse de petite taille ; des pellets de coton imbibés d'adrénaline (1:50000), une éponge de cellulose résorbable ou de sulfate de calcium sont utilisées dans les pertes de substance osseuse de plus grande taille. La cavité est obturée par 5 pellets de cotons pendant 3 minutes, puis seul le pellet inséré en premier reste in situ pendant la mise en forme et l'obturation rétrograde du canal. Il est retiré à la fin du soin.

L'étendue de la résection osseuse et l'angle de résection restent sujets à controverse. Les recommandations sur l'angle de résection de la racine varient entre 30° et 90° par rapport au grand axe de la dent. Cependant, une angulation avec une pente trop forte ouvre trop de tubules dentinaires et s'accompagne d'un risque accru d'échec. L'angle de résection dépend de l'inclinaison et de la courbure de la racine, de l'épaisseur osseuse, du type de dent et de sa position dans l'alvéole.

Pendant la résection apicale, l'angle de résection doit être aussi perpendiculaire que possible au grand axe de la dent. Dans certains cas cependant, l'accès et la visibilité nécessitent un angle plus aigu. Avec un grossissement x 16 à x 20 et l'utilisation d'un micromiroir, il est possible d'effectuer une résection minimale avec un angle minimal. Une résection de 3 mm de tissus permet d'éliminer 90 % des canaux latéraux.



*Schéma de la résection apicale et de la mise en place de pansements hémostatiques d'après R.BEER*

## 2. L'obturation rétrograde

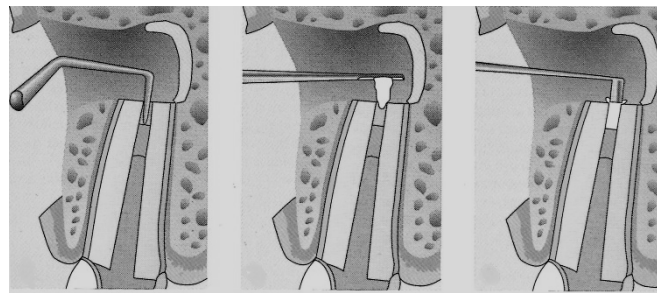
Après avoir tamponné la cavité de résection osseuse et avoir arrêté l'hémorragie, la surface radiculaire est scrupuleusement examinée au micromiroir CX-1 sous grossissement x 15 à x 25. La coloration de la surface au bleu de méthylène (Canal Blue®, VDW) permet une meilleure visualisation des structures anatomiques. Après l'élimination de l'excédent de colorant par rinçage avec une solution de NaCl stérile, il est plus facile d'inspecter le ligament alvéolodentaire et les autres structures apicales comme les orifices canaux, l'isthme, les canaux en forme de C, les lignes de fracture et les ramifications canaux et de remarquer une insuffisance d'obturation canalaire ou un dépassement de gutta-percha. Cela a une importance décisive pour la réussite du traitement. Traditionnellement, la surface de résection est examinée à l'œil nu avec une fine sonde exploratrice ; cependant, sans microscope chirurgical, il est peu probable que les fines structures comme le tissu de l'isthme, les lignes de fractures ou les petits canaux supplémentaires puissent être détectés.

La mauvaise étanchéité du matériau d'obturation canalaire représente une des principales causes d'échec du traitement endodontique et microchirurgical. Le taux de réussite du traitement endodontique chirurgical des dents postérieures est de 44 à 73 % alors qu'un traitement semblable des dents antérieures réussit dans 85 à 90 % des cas. Il est relativement facile de réséquer l'extrémité radiculaire de la racine mésio-vestibulaire des premières molaires maxillaires. Néanmoins, le taux de réussite est inférieur à celui des molaires mandibulaires, même si ces dernières sont plus difficiles à traiter. En plus des difficultés, ces résultats peuvent s'expliquer surtout par l'absence de traitement des canaux et l'absence de détection ou de localisation de l'isthme canalaire qui forme un couloir, une connexion latérale ou une anastomose entre deux canaux radiculaires séparés. Cet isthme peut contenir des tissus pulpaux mortifiés ou infectés. On trouve un seul isthme dans 15 % des dents antérieures seulement, dans 20 % des racines mandibulaires distales, et dans 60 % des premières molaires maxillaires.

La préparation s'effectue par des inserts ultrasoniques pour mise en forme rétrograde qui peuvent également être diamantés. L'observation au grossissement x 16 permet de voir si les canaux et

l'isthme sont propres, si la mise en forme est correcte et si la préparation rétrograde a entraîné des microfractures : ces dernières nécessitent une résection complémentaire. L'avantage de la préparation ultrasonique est qu'elle est plus douce pour la structure dure dentaire tout en permettant une préparation exacte sur une profondeur précisément déterminée à 3 mm. L'insert ultrasonique ne mesurant que 3 mm de long et ayant une tige fine nécessite un orifice d'entrée de l'ostéotomie ne dépassant pas 5 mm. Ces avantages conduisent à une cicatrisation plus rapide et meilleure de la plaie d'ostéotomie. Le séchage de la préparation rétrograde une fois rincée s'effectue avec des pointes papier et l'irrigateur Stropko® (EIE) muni d'un insert pour microchirurgie.

L'obturation rétrograde du canal radiculaire s'effectue au ciment SuperEBA® (Bosworth) ou au Diaket® bien mélangé, ou au ciment MTA®. Pour utiliser le SuperEBA®, il faut mélanger sur une lame de verre une petite quantité de liquide avec une grande quantité de poudre jusqu'à ce que la surface prenne l'aspect d'un gel. Le mélange est roulé en un cône de 2-3 mm de long et 1 mm d'épaisseur qui est inséré dans la cavité mise en forme. La réaction de prise peut être accélérée par l'application d'un pellet de coton imbibé d'eau chaude. L'obturation est condensée avec un brunissoir, l'excédent est retiré à l'aide d'une curette parodontale. La surface de résection est aplanie avec une fraise carbure de finition.



*Schéma des étapes de l'obturation rétrograde d'après R.BEER*

Le lambeau mucopériosté est remis en place à l'aide d'un fil de suture 7/0. Un fil de suture lisse et solide (Supramide®) permet d'inhiber l'accumulation de plaque. Pour que la régénération soit optimale, les fils doivent être retirés trois à cinq jours après l'opération.

Le praticien possède différentes techniques pour éliminer du canal radiculaire un instrument Nickel-Titane fracturé. Ces méthodes sont plus ou moins invasives, et demandent toutes beaucoup de temps et d'investissement. Cependant, l'opérateur doit évaluer le rapport bénéfice/risque avant de se lancer dans ce type d'interventions. Les tentatives de conservation d'une dent sont multiples, mais leur issue n'est pas nécessairement favorable, et les limites du maintien d'une dent sur l'arcade sont parfois dépassées. Bien que le retraitement endodontique, le retrait d'un fragment instrumental et les techniques chirurgicales fassent partie des compétences du chirurgien-dentiste, il est parfois impossible de les mettre en œuvre. Le patient ne peut alors échapper à l'extraction.

Outre les risques lors des tentatives de retrait d'un fragment instrumental, le chirurgien-dentiste peut être confronté à des soucis d'ordre juridique. La relation de confiance entre un praticien et son patient est à la base de tout soin. Cette relation peut cependant se détériorer et entraîner un conflit. La fracture instrumentale peut être à la base de cette situation.

## V. L'évolution défavorable de l'incident : l'action en justice

Lorsqu'un patient vient consulter un praticien, tout un système se met en marche. En effet, le professionnel de santé doit respecter plusieurs règles afin de prodiguer ses soins dans des conditions optimales. Le respect de toutes ces obligations n'élimine pas le risque de la fracture. Afin de se défendre face à un litige, le praticien possède plusieurs recours. Il est cependant possible que le patient ayant subi un préjudice puisse bénéficier d'une indemnisation.

Démographiquement au 1<sup>er</sup> février 2010, sur 39 901 chirurgiens-dentistes en France, 90 % sont installés en secteur libéral soit 36 101 personnes tandis que 10 % sont salariés (dentistes conseils, salariés hospitaliers, etc...) soit 3 800 membres (*Ordre National des chirurgiens-dentistes*). En l'occurrence cette section juridique concerne uniquement les affaires entre patient et praticien libéral.

### A. Les différentes responsabilités du praticien

#### 1. Sa responsabilité pénale

Le chirurgien-dentiste peut être poursuivi devant la juridiction pénale en cas de comportement constitutif d'une contravention, d'un délit ou d'un crime relevant du Code Pénal.

La mise en œuvre de cette responsabilité s'appuie sur le principe de légalité qui signifie qu'il n'y a pas d'infraction, pas de peine applicable sans texte de loi qui les prévoit.

La responsabilité pénale fait référence aux lois régissant l'organisation de la société et réprime de ce fait l'atteinte à l'ordre public et à la sécurité des biens et des personnes.

Le droit pénal a donc pour objet de protéger la société et de punir ceux qui transgressent la loi. La loi pénale a une fonction répressive.

Selon l'article 121-3 du Code Pénal : « il y a délit, lorsque la loi le prévoit, en cas de faute, d'imprudence, de négligence ou de manquement à une obligation de prudence ou de sécurité prévue par la loi ou le règlement, s'il est établi que l'auteur des faits n'a pas accompli les diligences normales compte tenu, le cas échéant, de la nature de ses missions ou de ses fonctions, de ses compétences ainsi que du pouvoir et des moyens dont il disposait ». Cette responsabilité concerne notamment les cas de violation du secret médical, fraude et tromperie, blessures ou homicides involontaires.

La faute pénale commise par une personne physique peut être sanctionnée par une amende ou une peine d'emprisonnement. S'agissant d'une responsabilité personnelle, les amendes ne peuvent légalement être prises en charge par l'assureur.

La juridiction pénale ne peut être saisie que si la responsabilité pénale du praticien peut être engagée. Or celle-ci, bien que pouvant être engagée, ne l'est quasiment jamais dans le cas de la fracture d'un instrument dans un canal. En effet, cet incident n'entraîne que très rarement une incapacité totale de travail chez le patient. Par conséquent, ce type de contentieux est, à quelques exceptions près, jamais porté devant une juridiction pénale.

## **2. Sa responsabilité civile**

La Responsabilité Civile Professionnelle pour l'exécution du contrat de soins, la Responsabilité Civile Employeur engagée vis-à-vis des salariés est garantie dans les limites figurant au contrat d'assurance et la Responsabilité Civile Exploitation concernant l'exploitation du cabinet en dehors des actes de soins constituent les trois types de responsabilité civile.

Dans le cadre d'un contentieux juridique suite à la fracture d'un instrument, seule la responsabilité civile professionnelle peut être engagée.

Contrairement aux juridictions pénales et ordinaires, les juridictions civiles ont pour objet de réparer le préjudice subi par le patient en lui accordant une indemnité pécuniaire sous forme de dommages et intérêts. La responsabilité civile professionnelle concerne les dommages causés aux patients à l'occasion de l'exécution du contrat de soins.

La réparation du préjudice consiste, par exemple, à rembourser les honoraires versés pour une prothèse défectueuse, ou à prendre en compte les éventuelles souffrances endurées et le taux de déficit fonctionnel permanent en cas de perte de dent.

L'article L.1142-2 du Code de la Santé Publique énonce : « Les professionnels de santé exerçant à titre libéral sont tenus de souscrire une assurance destinée à les garantir pour leur responsabilité civile susceptible d'être engagée en raison de dommages subis par des tiers et résultant d'atteintes à la personne, survenant dans le cadre de leur activité de prévention, de diagnostic ou de soins ».

Ce risque est d'autant plus important que la responsabilité du praticien peut être recherchée pendant 10 ans à compter de la date de consolidation des dommages selon l'article L.1142.28 du Code de la Santé Publique. La loi du 4 Mars 2002 a modifié cette règle de prescription qui était de 30 ans auparavant. La victime a désormais un délai de 10 ans au lieu de 30 ans pour engager une action en responsabilité à l'encontre d'un praticien. La loi ne s'applique qu'aux actes réalisés postérieurement au 05 septembre 2001.

## **3. Sa responsabilité ordinale**

La mission de l'Ordre est définie par l'article L.4121-2 du Code de la Santé Publique : « l'Ordre National (...) des chirurgiens-dentistes veille au maintien des principes de moralité, de probité, de compétence et de dévouement indispensables à l'exercice de l'art dentaire (...) et à l'observation par tous leurs membres, des devoirs professionnels, ainsi que des règles édictées par le code de déontologie prévu à l'article L.4127-1 du Code de la Santé Publique. Il assure la défense de l'honneur et de l'indépendance de la profession... ».

L'exercice de la profession de chirurgien-dentiste est soumis à l'inscription du praticien au tableau de l'Ordre dont il dépend.

Les chirurgiens-dentistes sont responsables devant leurs pairs en cas de manquement à leurs obligations déontologiques. Le Conseil de l'Ordre veille au respect des principes qui commandent l'exercice, examine tout comportement qui s'en écarte ou qui serait de nature à déconsidérer ou à porter atteinte à la profession ou à ses membres.

Le Conseil de l'Ordre peut prononcer différentes sanctions comme l'avertissement, le blâme, l'interdiction temporaire ou permanente d'exercer, la radiation du tableau de l'Ordre.

Il est à retenir que la juridiction disciplinaire de l'Ordre des chirurgiens-dentistes est indépendante des autres juridictions, pénales ou civiles. Ceci a pour conséquence que les responsabilités civile, pénale et ordinale peuvent être encourues pour les mêmes faits, et donner lieu à une triple condamnation.

Le cas d'une fracture instrumentale engage alors la responsabilité civile professionnelle et la responsabilité ordinale du praticien. Le patient a donc la possibilité de saisir la juridiction civile ou la juridiction ordinale.

## **B. La relation praticien-patient**

Le praticien et le patient sont liés par un contrat tacite. Ce dernier engendre des obligations déontologiques que le praticien doit respecter. Outre le Serment d'Hippocrate qui est un serment traditionnel prêté généralement par les médecins et les chirurgiens-dentistes avant de commencer à exercer, il existe un Code de Déontologie que toute profession médicale se doit de respecter.

Lors d'un contentieux avec un patient, le chirurgien-dentiste peut être mis en cause au titre de sa responsabilité pénale, civile ou ordinale. Chacune de ces responsabilités possède ses propres fondements. Ces responsabilités peuvent être engagées séparément ou cumulativement. Enfin, le chirurgien-dentiste libéral est tenu de souscrire une assurance destinée à le couvrir lorsque sa responsabilité civile est engagée.

### **1. Le contrat médical**

La nature de l'obligation, dans le cadre des soins, a d'abord été fixée par la jurisprudence de la Chambre Civile de la Cour de Cassation du 20 Mai 1936 (Arrêt Mercier) : « il se forme entre le médecin et son client un véritable contrat, comportant pour le praticien l'engagement sinon bien évidemment de guérir la maladie, du moins de lui donner des soins non pas quelconques mais consciencieux, attentifs et, réserve faite de circonstances exceptionnelles, conformes aux données acquises de la science ».

Cette jurisprudence rendue en matière de responsabilité des médecins a été étendue aux chirurgiens-dentistes le 22 Juillet 1967 dans l'article 27 du code de déontologie des chirurgiens-dentistes.

Le chirurgien-dentiste est donc lié à son patient par un contrat, reposant sur les mêmes principes juridiques que le contrat médical.

Ce contrat se forme dès lors qu'il y a accord de volonté entre le patient qui vient se faire soigner et le praticien qui accepte de réaliser la prestation qui lui est demandée.

Il s'agit généralement d'un contrat oral ou tacite, même si un devis doit, dans certains cas, être signé.

L'existence du contrat de soins donne à la responsabilité médicale une nature contractuelle qui implique des engagements réciproques, et met à la charge du praticien une obligation de moyens.

## **2. Les obligations de moyens et de résultat du praticien**

Le praticien ne peut s'engager à guérir son patient mais doit en revanche mettre en œuvre tous les moyens à sa disposition pour y parvenir. Cette définition correspond à l'obligation de moyens du praticien, confirmée par la loi du 4 Mars 2002. Il existe dans le contrat médical, à côté de l'obligation principale de soins, une obligation accessoire : l'obligation médicale de sécurité imposant au médecin de ne pas causer à son patient de dommages supplémentaires s'ajoutant à son mal initial et sans rapport avec celui-ci. En effet, le premier devoir du médecin est de ne pas nuire à son patient : " Primum non nocere ".

La loi du 4 Mars 2002 a consacré le régime de la responsabilité pour faute : « Hors le cas où leur responsabilité est encourue en raison d'un défaut d'un produit de santé, les professionnels de santé ne sont responsables des conséquences dommageables d'actes de prévention, de diagnostic ou de soins qu'en cas de faute ». Toute faute, quelle que soit sa gravité, engage la responsabilité du praticien. C'est le cas lors de soins endodontiques incomplets à l'origine d'une lésion apicale, ou d'un dépassement de pâte canalairé lors du traitement radiculaire d'une dent atteinte de pulpite aiguë, en l'absence de radiographies préopératoires par exemple. Pourtant la fracture instrumentale fait intervenir un facteur supplémentaire : l'utilisation d'un matériel dentaire représenté par l'instrument rotatif.

Selon l'article L.1142-1 du Code de la Santé Publique, le praticien respecte une obligation de sécurité résultat. Cette obligation concerne les dommages résultants de l'utilisation de produits ou de matériels médicaux : « la seule déféctuosité du matériel suffit à engager la responsabilité du praticien sans qu'il soit besoin de prouver sa faute ». Il reste entendu que, dans ce cas, le praticien ou son assureur bénéficie d'un droit de recours contre le fournisseur du matériel ou du produit défectueux. Le praticien doit donc s'assurer que les produits ou matériels utilisés ne risquent pas de créer un préjudice pour le patient.

L'obligation médicale de sécurité est donc de résultat, ce qui signifie que la victime n'a pas à prouver l'existence d'une faute pour obtenir réparation de son dommage. Seul le lien de causalité et le préjudice doivent être prouvés, la charge de la preuve incombant à la victime.

Les professionnels de santé encourent donc une responsabilité sans faute en cas de défaut d'un produit de santé si la déféctuosité dudit produit peut être prouvée.

## **3. Le Code de Déontologie Médicale**

Parmi les nombreux codes en vigueur dans notre droit commun (Code Civil, Code Pénal, Code de la Santé Publique, Code du Travail, Code des Assurances, Code de la Route, etc...), le Code de Déontologie Médicale occupe une place particulière.

Il a une portée obligatoire puisqu'il revêt la forme d'un décret signé du Premier ministre. Ses prescriptions ne sont pas de simples recommandations, mais des règles de droit qui s'imposent à

ceux qui y sont assujettis, en l'occurrence les membres de la profession médicale, et que les tribunaux sont tenus de faire respecter.

Ces obligations déontologiques retrouvent une équivalence dans le Code de la Santé Publique.

L'article R.4127-233 du Code de la Santé Publique énonce que « Le chirurgien-dentiste qui a accepté de donner des soins à un patient s'oblige : 1-à lui assurer des soins éclairés et conformes aux données acquises de la science, soit personnellement, soit lorsque sa conscience le lui commande, en faisant appel à un autre chirurgien-dentiste ou un médecin,

2-à agir toujours avec correction et aménité envers le patient et à se montrer compatissant envers lui,

3-à se prêter à une tentative de conciliation qui lui serait demandée par le Président du Conseil Départemental de l'Ordre en cas de difficulté avec un patient ».

La mise en cause de la qualité des soins est la première source de litiges entre praticiens et patients. Par conséquent, le chirurgien-dentiste se doit d'entretenir et de perfectionner ses connaissances (formation continue) tout au long de son exercice professionnel. Il ne doit pas utiliser de techniques insuffisamment éprouvées. Il ne doit pas craindre d'orienter un patient vers un spécialiste, après l'avoir informé des raisons de ce choix.

#### **4. Le devoir d'information**

Comme l'énonce l'article L.1111-2 du Code de la Santé Publique : « (...) L'information porte sur les différentes investigations, traitements ou actions de prévention qui sont proposés, leur utilité, leur urgence, leurs conséquences, les risques fréquents ou graves normalement prévisibles qu'ils comportent ainsi que sur les autres solutions possibles et sur les conséquences prévisibles en cas de refus (...) ».

L'article L.1111-4 du Code de la Santé Publique énonce : « Le médecin doit respecter la volonté de la personne après l'avoir informée des conséquences de ses choix (...). Aucun acte médical ni aucun traitement ne peut être pratiqué sans le consentement libre et éclairé de la personne et ce consentement peut être retiré à tout moment ».

Le praticien doit fournir à son patient une information claire, loyale et appropriée sur son état, sur les investigations et les soins envisagés de façon à lui permettre d'y donner librement un consentement éclairé. Cette information doit être systématique pour permettre au patient d'acquiescer à la prescription de son praticien en toute connaissance de cause et en dehors de toute contrainte, ou opter pour une autre solution thérapeutique de son choix.

La responsabilité du praticien est engagée si le patient subit un préjudice qui aurait pu être évité par la dispense d'une information complète, car le défaut d'information suffisante est caractéristique d'une faute.

Pour que la responsabilité du praticien soit engagée, il faut que trois conditions soient réunies :

- un manquement aux obligations contractuelles du praticien (défaut d'information),
- un préjudice subi par le patient,
- un lien de causalité entre ce manquement et le préjudice.



Le patient peut refuser le traitement ou l'intervention proposé. Si ce traitement ou cette intervention a eu lieu sans information et que le préjudice s'est réalisé, deux hypothèses sont à envisager :

- l'intervention était indispensable : le patient pourra difficilement affirmer que s'il avait été mieux informé, il aurait renoncé à l'acte qui s'est finalement révélé dommageable,
- l'intervention n'était pas indispensable : le patient pourra alors prétendre que s'il avait été préalablement informé, il y aurait renoncé, mais il devra démontrer que ce défaut d'information lui a fait perdre une chance de ne pas subir une aggravation de son état.

Par conséquent, le chirurgien-dentiste et le patient sont liés dès l'entame des soins par un contrat médical. Le praticien doit alors respecter la déontologie propre à sa spécialité médicale et fournir à son patient des soins « conformes aux données acquises de la science », d'où l'obligation de moyens du praticien.

Par ailleurs, lors d'un soin endodontique, le devoir d'information sur les risques de fractures d'instruments est indispensable et obligatoire. Ce devoir d'information est complet lorsque le patient est conscient de ces risques et de la nécessité de réaliser ce geste. Il pourra ensuite accepter le soin proposé ou au contraire refuser le traitement radiculaire. Si les informations ont été clairement énoncées, le praticien est couvert, et ce quelle que soit la décision prise par le patient.

### **c. Les obligations de l'assurance**

Etant donné les procédures judiciaires qui peuvent être engagées envers le praticien, il est essentiel de détailler les protections dont il peut bénéficier. En effet, la souscription à un contrat d'assurance est plus que nécessaire, elle est obligatoire. Ce contrat présente une couverture dans les litiges entre un professionnel de santé et un tiers, comme lors d'un cas de fracture instrumentale. Il est donc indispensable de détailler les différentes clauses du contrat, les protections juridiques et pécuniaires apportées par la société d'assurance au chirurgien-dentiste, ainsi que les limites de ces protections.

#### **1. Le contrat d'assurance : les obligations du praticien**

##### ***a) Les conditions générales***

La souscription à un contrat d'assurance est obligatoire depuis le 1<sup>er</sup> juin 2003. Le non respect de cette obligation légale peut entraîner des sanctions pénales et disciplinaires, comme une amende pouvant aller jusqu'à 45 000 €. De plus, le praticien s'expose à régler les indemnités du préjudice engagé sur ses propres deniers.

Pour être juridiquement valable, le contrat souscrit doit constituer à tout instant l'exact reflet de l'activité de l'assuré et des éventuelles particularités propres à son exercice professionnel. Plusieurs déclarations sont alors obligatoires suite à la souscription du contrat, en cours de contrat ou lors d'un sinistre.

Le contrat d'assurance est un contrat d'exceptionnelle bonne foi. Il est établi d'après les déclarations de l'assuré et la cotisation est fixée en conséquence. C'est pourquoi l'assuré doit informer l'assureur très précisément, par le biais de la proposition d'assurance, de tous les paramètres propres à son exercice. Cette déclaration va donc inclure :

- sa profession, sa spécialité, sa ou ses compétence(s),
- son statut,
- les actes qu'il pratique, même à titre exceptionnel, susceptibles de modifier la nature ou les contours de l'activité,
- le cas échéant, la ou les technique(s) particulière(s) qu'il a adoptée(s),
- le nombre de salariés, préposés, assistants dont il est entouré, avec leur fonction et leur qualification,
- l'existence de tout contrat souscrit par ailleurs et garantissant déjà le même risque,
- les changements d'activité ou de statut qui auraient pu intervenir au cours de son activité professionnelle,
- les sinistres connus de l'assuré au cours des dix dernières années, même si ceux-ci n'ont pas fait l'objet d'une réclamation de la victime.

« Toute réticence ou fausse déclaration intentionnelle de la part de l'assuré à la souscription ou en cours de contrat est sanctionnée par la nullité du contrat » (article L.113-8 du Code des Assurances)

« Toute omission ou inexactitude non intentionnelle de la part de l'assuré à la souscription ou en cours de contrat est sanctionnée par une majoration de la cotisation ou la résiliation du contrat si elle est constatée avant un sinistre, la réduction des indemnités si elle est constatée après un sinistre » (article L.113-9 du Code des Assurances)

Il est essentiel qu'en cours de contrat l'assuré déclare à son assureur, par lettre recommandée, tous les paramètres qui modifient le risque et en particulier toute modification même temporaire apportée aux conditions d'exercice mentionnées aux conditions particulières du contrat ou de son dernier avenant.

## ***b) En cas de sinistre***

### (1) La déclaration de sinistre

En cas de sinistre, l'assuré est engagé à respecter un certain nombre de critères.

Lors d'une déclaration, conformément aux dispositions de l'article L.113-2 du Code des Assurances,

l'assuré est tenu, dès qu'il a connaissance d'un sinistre et, sauf cas fortuit ou de force majeure, au plus tard dans les cinq jours ouvrés, d'en informer son assureur. Ce délai court du jour où l'assuré a été saisi d'une réclamation, quelle qu'en soit la forme.

Cette déclaration est faite par écrit ou verbalement contre récépissé.

L'assuré doit indiquer dans cette déclaration ou, en cas d'impossibilité, dans une déclaration ultérieure faite dans les plus brefs délais, la date, les causes connues ou présumées, la nature et les circonstances du sinistre, tout comme les nom, prénom, date de naissance et adresse des parties lésées et, si possible, des témoins.

Il appartient également au chirurgien-dentiste de communiquer à sa société d'assurance une relation détaillée des soins et des critiques formulées à son encontre.

Aucune reconnaissance de responsabilité, aucune transaction conclue sans l'accord écrit de l'assureur ne lui est opposable. Ne sont pas considérés comme une reconnaissance de responsabilité l'aveu d'un fait matériel et le fait d'avoir procuré à la victime un secours en lui portant assistance si elle est en danger. Cette notion introduit donc le respect du devoir d'information liant le chirurgien-dentiste à son patient, lors d'une fracture instrumentale par exemple.

L'assuré a l'obligation de transmettre à son assureur toutes les pièces en sa possession. Le praticien s'oblige à transmettre, dès réception, tout avis, lettres, convocations, assignations, actes extrajudiciaires et pièces de procédures ainsi que les pièces ou dossier médical qui lui serait adressés, remis ou signifiés ou qui seraient adressés à toutes personnes bénéficiant de la garantie. Pour garantir une défense dans les meilleures conditions, le praticien doit fournir à l'assureur toutes pièces nécessaires à la procédure en cours.

## (2) L'expertise

En cas d'expertise, l'assuré mis en cause doit apporter son concours à sa défense et participer aux opérations d'expertise. Le praticien mis en cause dans un litige doit être présent avec l'original du dossier médical de la victime au moment de l'expertise.

Un manquement à l'un de ses devoirs entraîne nécessairement des sanctions. « Sauf cas fortuit ou de force majeure, le retard dans la déclaration du sinistre ou dans la transmission des pièces, la non-coopération de l'assuré à sa défense (absence aux expertises judiciaires, non communication des éléments relatifs au sinistre, etc...) constituent des manquements qui, s'ils nous occasionnent un préjudice, entraînent l'application de la déchéance de garantie » (article L.113-9 du Code des Assurances). « Aucune déchéance motivée par un manquement de l'assuré à ses obligations commis postérieurement au sinistre n'est opposable aux personnes lésées ou à leurs ayants droit » (article R124-1 du Code des Assurances). Dans ce cas, l'assureur procède au paiement des indemnités dans les limites contractuelles et se réserve le droit d'exercer contre l'assuré une action en remboursement de la somme ainsi réglée.

Dans la mesure où le praticien respecte toutes ses obligations, l'assureur s'engage à le couvrir tant pour sa responsabilité civile professionnelle que pour sa protection juridique.

## **2. La couverture responsabilité civile fournie par l'assureur**

La garantie responsabilité civile professionnelle et ses extensions sont acquises à partir des déclarations faites par l'assuré, à la souscription du contrat, portant sur son activité, son statut, ses antécédents et les éventuelles particularités propres à son exercice professionnel. Toute modification, même mineure, temporaire ou définitive intervenant à quelque niveau que ce soit, doit systématiquement être notifiée à la compagnie d'assurance, ceci conformément aux dispositions prévues par la loi. A défaut et en cas de survenance d'un sinistre hors du cadre défini au contrat, la garantie responsabilité civile professionnelle et ses extensions ne s'exerceront pas.

L'assureur garantit l'assuré ou ses ayants droit contre les conséquences pécuniaires de la responsabilité civile professionnelle qu'il peut encourir en raison de dommages causés à autrui dans le cadre de l'exercice légal de sa profession et dans le cadre de l'exploitation de son cabinet professionnel.

En cas d'action mettant en cause sa responsabilité, l'assureur prend à sa charge la défense de l'assuré devant toutes les juridictions où ladite responsabilité pourrait être recherchée c'est-à-dire devant les juridictions civiles ou administratives où la compagnie d'assurance dirige la procédure, décide des voies de recours et transige avec les victimes, devant les juridictions pénales et devant les juridictions ordinaires où l'assureur laisse le libre choix de son avocat à l'assuré.

Le montant de la garantie fournie par la Médicale de France, tant en ce qui concerne la garantie responsabilité civile professionnelle que ses extensions, s'élève à 11 400 000 € par année d'assurance avec une limitation à 7 600 000 € pour la réparation des dommages corporels de même nature réclamée par une seule et même partie lésée, ainsi qu'à 300 000 € pour les dommages matériels et immatériels consécutifs. La compagnie d'assurance s'engage à verser les indemnités dans le mois qui suit l'accord amiable ou la décision de justice devenue exécutoire.

La période de garantie est double. L'assuré possède une garantie en base « réclamation ». Le contrat garantit les conséquences pécuniaires des sinistres pour lesquels la première réclamation est formulée pendant la période de validité du contrat, quelle que soit la date des autres éléments constitutifs du sinistre, dès lors que le fait dommageable est survenu dans le cadre des activités de l'assuré garanties au moment de la première réclamation. Si le praticien a connaissance du fait dommageable avant la souscription du contrat, la société d'assurance ne couvre pas l'assuré contre les conséquences pécuniaires du sinistre.

L'assuré possède également une garantie subséquente c'est-à-dire qu'elle va au-delà de l'activité professionnelle de l'assuré. Le contrat garantit les sinistres pour lesquels la première réclamation est formulée pendant un délai de cinq ans à partir de la date d'expiration ou de résiliation de tout ou partie des garanties dès lors que le fait dommageable est survenu pendant la période de validité du

contrat et dans le cadre des activités garanties à la date de résiliation ou d'expiration des garanties, quelle que soit la date des autres éléments constitutifs du sinistre. Les exceptions se posent sur les cas de cessation définitive d'activité ou de décès de l'assuré où seul le délai augmente pour passer à 10 ans à partir de la date de résiliation ou d'expiration.

Les conditions d'application restent identiques. Cependant, la garantie subséquente ne couvre pas les sinistres pour lesquels la première réclamation est postérieure à une éventuelle reprise d'activité.

Cette garantie subséquente présente un net avantage lors des cas de fractures d'instrument Nickel Titane pour la protection de la responsabilité civile professionnelle du praticien. En effet, les conséquences d'un tel événement peuvent apparaître des années après le sinistre. En sachant que seule compte la date de réclamation du sinistre, le praticien possède pendant encore quelques années une protection vis-à-vis des litiges de ce type.

Tous les praticiens, toutes spécialités médicales confondues, c'est-à-dire la chirurgie, l'anesthésiologie, l'omnipraticque etc..., ont fait l'objet de 596 comparutions devant la justice civile et 399 condamnations soit un taux de 67 %. Ces condamnations ont nécessité le versement d'indemnités à raison de 81 000 000€ (*le Sou Médical*). Ceci signifie que deux médecins poursuivis sur trois risquent de voir leur responsabilité civile professionnelle engagée. Lors de ces comparutions, la compagnie d'assurance apporte au praticien une garantie protection juridique.

### **3. La protection juridique**

La garantie permet à l'assuré de faire face aux difficultés de tout ordre auxquelles il est susceptible d'être confronté au cours de sa vie privée et de sa vie professionnelle, dans l'hypothèse où le litige ne relève ni de la garantie responsabilité civile professionnelle ni de la défense pénale. L'assureur va prendre en charge la gestion des litiges et, le cas échéant, les frais de procédure nécessaires à la protection des droits de l'assuré, y compris, en cas de souscription de la garantie, à l'occasion d'une action visant la société dont il fait partie et à hauteur de sa quote-part.

En cas de litige opposant l'assuré à un tiers, l'assureur se charge de défendre les intérêts du praticien, par voie amiable ou judiciaire, aux conditions prévues au titre de la présente garantie. Si nécessaire, l'assureur fait représenter l'assuré, chaque fois qu'il est cité en justice ou devant toute commission administrative ou professionnelle. La société d'assurance exerce un recours à l'amiable ou, à défaut devant les tribunaux, chaque fois qu'il subit un préjudice susceptible de donner lieu à réparation de la part d'un tiers.

La loi permet à l'assuré de choisir lui-même ses propres auxiliaires de justice, auquel cas il doit communiquer à la société d'assurance par écrit leurs coordonnées et faire l'avance des frais et honoraires que l'assureur rembourse dans la limite des montants indiqués ci-après, lesdits montant étant majorés de 5 % chaque année à compter du 1<sup>er</sup> janvier 2008. Seules sont mentionnées les avances de frais concernant les juridictions devant lesquelles le praticien est susceptible de comparaître lors d'un cas de fracture instrumentale.

Selon la nature de la procédure, le barème est différent :

- pour un référé, le montant s'élève à 725 €,
- pour une transaction amiable, 866 €,
- pour une comparution devant un Tribunal d'Instance, 922 €,
- pour une comparution devant un Tribunal de Grande Instance ou devant une Cour d'Appel, 1386 €,
- pour une comparution devant une Cour de Cassation, 2793 €,
- pour une expertise judiciaire ou une consignation, 2793 €,
- pour une comparution devant le Conseil de l'Ordre, selon le degré de juridiction, le montant s'élève à 922 € pour le conseil départemental, 1386 € pour le conseil régional, 2793 € pour le conseil national,
- pour une assistance à expertise judiciaire ou mesure d'instruction, 542 €.

Il est inutile d'avancer des honoraires lorsque l'auxiliaire de justice est choisi par l'assureur. Il convient de préciser que seuls sont pris en charge les frais sur lesquels la société d'assurance donne un accord préalable.

La garantie n'entre en jeu que pour les litiges d'un intérêt supérieur à 300 € et prévoit la prise en charge de l'intervention des experts et des auxiliaires de justice pour un montant maximum de 15 000 € par sinistre. L'Assurance Mutuelle Fédérale n'intervient que pour au plus deux litiges déclarés au cours de la même année civile.

Il faut entendre par litige la connaissance par l'assuré d'un événement préjudiciable susceptible de donner lieu à une réclamation ou à des poursuites. L'assuré doit informer l'Assurance Mutuelle Fédérale de la survenance de tout événement susceptible de faire jouer la garantie.

La déclaration doit être faite par écrit à la compagnie d'assurance, être accompagnée de toutes les pièces se rapportant au sinistre et de tous les éléments de preuves nécessaires à la conduite du dossier. L'assuré doit également transmettre dès réception tout avis, lettres, convocations, actes d'huissier, assignations et pièces de procédure qui lui sont adressés, remis ou signifiés.

Par ailleurs, afin de permettre à l'assureur de donner un avis sur l'opportunité de transiger ou d'engager une instance judiciaire, l'assuré doit déclarer le litige à sa compagnie d'assurance avant de confier ses intérêts à un avocat et l'informer de l'état d'avancement de la procédure. A défaut, l'assureur se voit déchargé de toute obligation au titre de la protection juridique. De même l'assuré est déchu de tout droit à la garantie au titre du litige lorsqu'il fait de mauvaise foi des déclarations inexactes sur les faits, les événements ou la situation à l'origine du litige considéré, ou plus généralement sur tout document pouvant servir à sa résolution.

En ce qui concerne l'issue de la procédure, la garantie protection juridique ne couvre pas l'assuré s'il

est condamné au paiement des dépens, amendes et sommes dues au titre de l'article 700 du Code de Procédure Civile, de l'article 475-1 du Code de Procédure Pénale, et de l'article L.761-1 du Code de Justice Administrative ou au règlement des dommages et intérêts (capital et intérêts) relatifs aux réclamations ou condamnations.

En effet, la garantie responsabilité civile couvre les indemnités versées à la victime. La garantie protection juridique permet au praticien d'être assisté par un auxiliaire de justice lors des procédures judiciaires.

En revanche sont toujours exclus de la garantie les litiges dont l'origine est antérieure à la souscription de l'assuré au contrat, à moins qu'il ne prouve qu'il a été dans l'impossibilité d'en avoir connaissance à cette date.

Il y a pour autant certaines exclusions communes à ces deux garanties comme les sinistres dont le fait dommageable était connu de l'assuré à la date de la souscription : cela correspond à la non reprise du passé connu. Le fait dommageable est constitué par tout acte individuel de prévention, de diagnostic ou de soins ayant entraîné, à la connaissance de l'assuré, une réclamation ou des conséquences dommageables. Est inclus dans cette définition le fait dommageable en raison d'un défaut d'un produit de santé conformément à l'article L.1142-1-1 de Code de la Santé Publique.

Cette clause implique dans une affaire de fracture instrumentale le défaut du matériel utilisé. Bien que le praticien porte une obligation de sécurité résultat, la survenue de cet incident peut entraîner un recours engagé par le chirurgien-dentiste et son assureur auprès du fournisseur du matériel.

## **D. L'instrument et la loi**

Le professionnel de santé possède une obligation de sécurité résultat lui imposant d'utiliser du matériel médical sans induire de préjudice à son patient. Lors d'un traitement endodontique, les instruments utilisés présentent tout de même un risque qui ne peut pas toujours être contrôlé par le chirurgien-dentiste. De cette considération découle une possible responsabilité du fournisseur de la lime endodontique. Le praticien, alors victime d'une défectuosité du matériel, devra pourtant reconnaître l'aveu d'un fait matériel à son patient, sans engager sa responsabilité. Il est évident que lors de préjudice similaire, le praticien et son assureur bénéficient d'un droit de recours contre le fournisseur du matériel défectueux, si la défectuosité du produit peut être prouvée.

### **1. L'instrument, un dispositif médical**

Avant tout débat sur la responsabilité du fournisseur, il convient de déterminer quelle est la dénomination des instruments en Nickel Titane utilisée par le chirurgien-dentiste aux yeux de la loi.

Selon l'article L.5211-1 du Code de la Santé Publique modifié par Ordonnance n°2010-250 du 11 Mars

2010 – art. 2 « On entend par dispositif médical tout instrument, appareil, équipement, matière, produit, à l'exception des produits d'origine humaine, ou autre article utilisé seul ou en association, y compris les accessoires et logiciels nécessaires au bon fonctionnement de celui-ci, destiné par le fabricant à être utilisé chez l'Homme à des fins médicales et dont l'action principale voulue n'est pas obtenue par des moyens pharmacologiques ou immunologiques ni par métabolisme, mais dont la fonction peut être assistée par de tels moyens. Constitue également un dispositif médical le logiciel destiné par le fabricant à être utilisé spécifiquement à des fins diagnostiques ou thérapeutiques ».

« Les dispositifs médicaux qui sont conçus pour être implantés en totalité ou en partie dans le corps humain ou placés dans un orifice naturel, et qui dépendent pour leur bon fonctionnement d'une source d'énergie électrique ou de toute source d'énergie autre que celle qui est générée directement par le corps humain ou la pesanteur, sont dénommés dispositifs médicaux implantables actifs ».

De plus, l'article R.5211-1 qui énonce « Les dispositions du présent titre sont applicables aux dispositifs médicaux définis à l'article L.5211-1. Ces dispositifs sont destinés à être utilisés à des fins :

- De diagnostic, de prévention, de contrôle, de traitement ou d'atténuation d'une maladie,
- De diagnostic, de contrôle, de traitement, d'atténuation ou de compensation d'une blessure ou d'un handicap,
- D'étude, de remplacement ou de modifications de l'anatomie ou d'un processus physiologique,
- De maîtrise de la conception. ».

Les instruments Nickel Titane sont utilisés pour éliminer le tissu pulpaire d'une dent tout en donnant au canal une mise en forme permettant une obturation adéquate. Ils sont donc à visée curative chez l'homme et entrent donc dans la catégorie des dispositifs médicaux.

Par conséquent, selon l'article R.5212-1 du Code de la Santé Publique qui énonce « La matériovigilance a pour objet la surveillance des incidents ou des risques d'incidents résultant de l'utilisation des dispositifs médicaux qui sont définis à l'article L.5211-1 et relèvent du présent titre en vertu des articles R.5211-1 à R.5211-3. Elle s'exerce sur les dispositifs médicaux après leur mise sur le marché », ils sont soumis à ce contrôle de sécurité.

La matériovigilance s'applique donc aux instruments rotatifs en Nickel Titane.

En plus de l'aspect de matériovigilance s'ajoute l'obligation de maintenance et de contrôle de qualité des dispositifs médicaux énoncés dans l'article R.5212-25 du Code de la Santé Publique. L'exploitant, en l'occurrence le chirurgien-dentiste, est tenu de veiller à la mise en œuvre de cette obligation. Le praticien doit donc veiller à ce que l'instrument utilisé n'entraîne pas de préjudice au patient en réalisant un contrôle qualité avant son utilisation.

L'exploitant est tenu en outre, selon l'article R.5212-28 modifié par Décret n° 2006-550 du 15 mai 2006 – art. 5 JORF 16 mai 2006 relatif aux dispositifs médicaux mentionnés à l'article R.5212-26, à la réalisation d'un inventaire listé pour tout type de dispositif médical utilisé. Cette précaution permet au praticien d'avoir une traçabilité de son matériel, il pourra ainsi la présenter en cas de litige avec un patient.

Une solution envisageable par le praticien dans le cadre de la prévention d'une fracture est d'effectuer un contrôle régulier de ses instruments avant, pendant et après traitement, et de dresser un inventaire de ses dispositifs médicaux afin de pouvoir l'inclure au dossier de procédure en cas de litige avec un patient.



Des informations complètes et précises peuvent permettre au chirurgien-dentiste d'atténuer, voire de dégager sa responsabilité.

## **2. La responsabilité du fournisseur**

Les dispositifs médicaux utilisés en cabinet dentaire sont nombreux et variés. Il n'est pas rare que le chirurgien-dentiste s'équipe auprès de différentes maisons de distribution pour acquérir son matériel. Lors de la première utilisation de la lime endodontique, l'instrument se fracture malgré le suivi scrupuleux du protocole opératoire par le chirurgien-dentiste. La procédure de litige est engagée. Si toutes les pièces sont réunies pour écarter la responsabilité du professionnel de santé, l'assureur et le praticien possèdent un droit de recours contre le fournisseur du matériel défectueux.

La responsabilité du fait des produits défectueux est issue de la loi du 19 mai 1998. Cette loi a été transposée aux articles 1386-1 à -18 du Code Civil, elle s'applique aux produits mis en circulation après son entrée en vigueur, soit à partir du 22 mai 1998.

Le principe est posé à l'article 1386-3 du Code Civil : « tous les biens meubles doivent être considérés comme des produits » au sens de la loi de 1998. Le champ d'application de la loi est défini à l'article 1386-2 du Code Civil, il prévoit que la loi de 1998 n'est applicable qu'aux dommages causés par le produit défectueux. Le régime s'applique aux atteintes aux personnes. Tous les types de préjudices résultant de ces atteintes peuvent être réparés, aussi bien les préjudices matériels que les préjudices moraux.

Les victimes sont désignées à l'article 1386-1 du Code Civil, la loi ne distingue pas selon que la victime est liée ou non par un contrat avec le responsable. Le praticien se place donc en victime du préjudice par l'utilisation d'un produit défectueux. Pourtant l'établissement d'une responsabilité reste délicat à mettre en œuvre.

La première directive du 25 juillet 1985 fixe une hiérarchie entre les différents responsables possibles : « le producteur est responsable à titre principal, les fournisseurs et vendeurs professionnels sont tenus d'une responsabilité subsidiaire, leur responsabilité ne pourra être engagée que si le producteur demeure inconnu ». Suite à de nombreuses procédures entre la France et La Cour de Justice de la Communauté Européenne concernant cette directive, la France a été condamnée dans un arrêt du 14 mars 2006. Le droit existant a donc été modifié, par la loi du 5 avril 2006 : « le vendeur ou le fournisseur peut échapper à sa responsabilité s'il indique l'identité du producteur ou de son propre fournisseur dans un délai raisonnable de 3 mois ». Il y a très clairement une volonté de concentrer la responsabilité sur le seul du producteur.

Les conditions de la responsabilité sont prévues à l'article 1386-9 du Code Civil : la victime, donc le praticien, doit prouver un défaut de sécurité du produit, l'existence d'un dommage, et l'existence d'un lien de causalité entre ce défaut et le dommage. La condition liée au défaut de sécurité du produit est la plus spécifique.

La directive et la loi de 1998 retiennent une conception large du défaut de sécurité. Il est défini dans l'article 1386-4 alinéa 1<sup>er</sup> du Code Civil : « il y a défaut de sécurité lorsque le produit ne présente pas

la sécurité à laquelle on peut légitimement s'attendre. Le défaut de sécurité du produit peut être caractérisé même si le produit ne présente pas de défaut de fabrication, d'anomalie par rapport aux autres produits du même type fabriqués par le producteur ».

Cet article inclut la notion d'un bilan bénéfices-risques : on va comparer les bénéfices attendus avec les risques encourus. Si ces risques demeurent faibles, le produit ne sera pas considéré comme défectueux.

Un autre critère va entrer en ligne de compte : celui de l'information délivrée à l'utilisateur du produit. L'article 1386-4 alinéa 2 énumère les critères d'appréciation du caractère défectueux du produit. Parmi ces critères, le critère tenant à la présentation du produit a pris une importance très particulière. En effet, la jurisprudence décide que le produit doit être accompagné d'une notice d'information suffisante pour éclairer l'utilisateur sur les dangers éventuels du produit, et sur les précautions à prendre dans son utilisation. Elle décide que si cette information est insuffisante, le produit pourra être considéré comme défectueux, alors même qu'il ne serait pas anormalement dangereux dans des conditions normales d'utilisation.

En revanche, si jamais l'information délivrée est suffisante, le produit pourra ne pas être considéré comme défectueux, mais ce ne sera pas toujours le cas : ce n'est pas parce que l'information donnée est suffisante que le fabricant échappera à sa responsabilité. On va encore retrouver le critère du bénéfice-risque.

Un produit peut donc être jugé défectueux si la notice d'information est insuffisante, ou si les risques sont trop importants.

L'article 1386-4 du Code Civil fait peser la charge de la preuve sur la victime. Pour pouvoir engager la responsabilité du producteur la victime doit établir que le défaut existait avant la mise en circulation du produit, antériorité présumée dans l'article 1386-11. Le producteur peut renverser cette présomption en établissant que le défaut est apparu après la mise en circulation du produit.

Le praticien dispose d'un délai pour engager la responsabilité du fournisseur. Précisément, il dispose d'un double délai : le premier est prévu à l'article 1386-17 du Code Civil, il s'agit d'un délai de prescription de 3 ans à compter du jour où le demandeur a eu ou aurait dû avoir connaissance du dommage, du défaut, et de l'identité du producteur.

Un deuxième délai a été prévu de manière cumulative. Il est prévu à l'article 1386-16 du Code Civil. C'est un délai de 10 ans à compter de la mise en circulation du produit. L'action en réparation ne peut plus être intentée au-delà de ce délai. Il est particulièrement sévère pour la victime puisqu'il n'y a qu'une seule mise en circulation, au moment où le producteur est dessaisi. Cette mise en circulation peut être très antérieure à la date du dommage, plusieurs années peuvent même s'être écoulées. Concrètement, la victime ne pourra pas exercer son action parce que le délai aura expiré avant même que la victime ait eu connaissance du dommage.

Par conséquent, le chirurgien-dentiste a la possibilité d'engager la responsabilité du fournisseur. Cependant le délai de 10 ans prévu à la suite de la mise en circulation du produit peut jouer en la faveur du fournisseur et éviter l'engagement de sa responsabilité. Le praticien ne pourra alors être dédommagé du préjudice subi.

De plus le patient qui est également victime d'un préjudice lors de la fracture d'un instrument rotatif ne peut engager la responsabilité du praticien et/ou du fournisseur. Le patient peut alors recourir à la notion de l'aléa thérapeutique.

### **3. Le concept de l'aléa thérapeutique**

L'aléa thérapeutique peut se définir comme le risque inhérent à l'acte médical, qui se produit en dehors de toute faute du praticien.

L'article L.1142-1-1 du Code de la Santé Publique énonce : « lorsque la responsabilité d'un professionnel n'est pas engagée, un accident médical, une affection iatrogène ou une infection nosocomiale ouvre droit à la réparation des préjudices du patient au titre de la solidarité nationale ».

Si l'obligation du praticien n'est que de moyens, c'est en raison de l'aléa qui caractérise l'acte médical.

L'article L.1142-1-2 du Code de la Santé Publique énonce que l'accident doit avoir « eu pour les patients des conséquences anormales au regard de son état de santé comme de l'évolution prévisible de celui-ci ». Est exclu de l'aléa indemnisable l'évolution naturelle ou prévisible de l'état antérieur du patient ou de sa pathologie.

La loi du 4 mars 2002 a organisé la réparation des accidents médicaux et a prévu dans ce but la création dans chaque région d'une Commission Régionale de Conciliation et d'Indemnisation, ou CRCI, présidée par un magistrat. Depuis cette loi, l'aléa thérapeutique peut être indemnisé si le dommage présente un certain degré de gravité :

- décès ou taux d'Incapacité Permanente Partielle supérieur à 24 %,
- et/ou une Incapacité Temporaire de Travail supérieure à 6 mois consécutifs ou 6 mois non consécutifs sur une période de 12 mois.

A titre exceptionnel :

- et/ou des troubles particulièrement graves dans les conditions d'existence y compris d'ordre économique,
- et/ou le fait de ne plus pouvoir exercer l'activité professionnelle antérieure.

Le caractère anormal du préjudice et le degré de gravité requis pour bénéficier de ces nouvelles dispositions limitent le recours à cette procédure en matière dentaire où les séquelles sont généralement relativement peu importantes. Par conséquent, même si la procédure devant une CRCI est gratuite, le patient ne pourra que rarement la saisir dans le cadre d'un préjudice causé par la fracture d'un instrument Nickel Titane entraînant la perte d'une dent.

Dans l'hypothèse où le préjudice passe devant une CRCI, son indemnisation est assurée par l'Office Nationale d'Indemnisation d'Accidents Médicaux ou ONIAM.

En résumé, le praticien et le patient sont liés dès la consultation à un contrat. Ce contrat éclaire le praticien sur tous les devoirs et toutes les obligations qui incombent à sa profession. Conformément à ce contrat, le patient peut engager la responsabilité du praticien. Afin d'être couvert, le praticien dispose de la compagnie d'assurance à laquelle il a souscrit. Selon la juridiction devant laquelle il peut être amené à comparaître, le professionnel de santé encourt différentes condamnations. En effet, le Tribunal de Grande Instance ne statue que sur l'indemnisation du patient ayant subi un préjudice. Cependant le Conseil National de l'Ordre peut infliger au chirurgien-dentiste une mesure disciplinaire. Quant à la responsabilité du fournisseur, elle reste quasiment impossible à engager dans les affaires de fracture instrumentale.

Le praticien doit respecter ses engagements, telles que l'obligation de moyens ou l'obligation de sécurité résultat. Son devoir d'information concernant les soins apportés peut être mis en cause lors des cas de fracture instrumentale. Le patient possède donc plusieurs cartes pour engager la responsabilité du praticien. Pour se défendre, le chirurgien-dentiste dispose d'une assurance qui couvre sa responsabilité civile professionnelle et lui apporte une protection juridique le mettant à l'abri d'éventuelles condamnations.

Le professionnel de santé peut pourtant éviter un litige et même une condamnation si les règles du contrat le liant au patient sont scrupuleusement suivies. Le devoir d'information reste la pierre angulaire de toutes ces procédures.

## **E. La conduite juridique face à une affaire de fracture instrumentale**

Comme vu précédemment, le patient peut se tourner vers deux juridictions en cas de préjudice. Chaque juridiction possède ses propres caractéristiques. Avant toute procédure devant la justice, le patient peut constituer une réclamation amiable. Puis le praticien peut être appelé à comparaître devant la juridiction civile qui donnera son avis sur l'indemnisation du patient, et/ou devant la juridiction ordinale de sa profession afin de répondre de ses actes devant ses pairs. Selon la juridiction saisie par le patient, les condamnations seront différentes.

Selon le rapport annuel 2008 de la MACSF, 1071 déclarations de sinistres ont été déposées par 24 945 chirurgiens-dentistes sociétaires du Sou Médical-Groupe MACSF, soit une sinistralité de 4,29 %. 69 fractures d'instruments ont été rapportées dont 67 instruments canalaires et 2 fractures diverses (aiguille à anesthésie, fraise dentaire). On obtient donc un pourcentage de 6,26 % de cas de fractures d'instruments endodontiques sur l'ensemble des déclarations posées, ce qui représente une sinistralité de 0,27 %.

## 1. La réclamation amiable

Par une réclamation amiable, la victime conteste la qualité des soins prodigués par le praticien sans pour autant engager une action en justice contre lui. Cette réclamation peut être orale ou écrite.

Il est essentiel de commencer cette section par une mise en garde. En effet, l'erreur fatale à ne pas commettre est de reconnaître sa responsabilité ou de proposer un dédommagement financier au patient.

Une reconnaissance de responsabilité est inopposable à l'assureur. Le praticien risque alors de supporter la charge de l'indemnisation sur ses propres deniers.

Pour autant le praticien ne doit pas se comporter de façon hypocrite ou désintéressée. Il doit procéder à l'aveu matériel d'un fait c'est-à-dire reconnaître la survenue de telle complication ou de tel accident. Il peut également préciser à son patient qu'il va adresser à sa compagnie d'assurance une déclaration de sinistre. Le praticien ne doit pas reconnaître sa responsabilité qui, rappelons-le, est subordonnée à la réunion de trois conditions cumulatives : une faute, un préjudice et un lien de causalité entre les deux.

Dans le même ordre d'idée, le praticien ne peut s'engager quant à la position de son assureur.

Le cas de la fracture d'un instrument Nickel Titane est un cas particulier. Lorsque le praticien constate la fracture de la lime endodontique dans un canal, il est tenu d'en informer le patient et de lui préciser le suivi engagé et les risques éventuels. Omettre de respecter ce devoir d'information engagerait davantage la responsabilité médicale du praticien.

Bien entendu, lorsque l'incident a eu lieu, il est aisé d'envisager l'altération de la relation de confiance praticien/patient. Si le patient continue de consulter alors qu'il se plaint de la qualité des soins prodigués par le praticien, la situation peut devenir délicate. Dans ces conditions, et sauf cas d'urgence, il est préférable d'interrompre la prise en charge tout en prenant certaines précautions pour ne pas aggraver la situation : le refus de la poursuite des soins doit être annoncé avec humanité et courtoisie en précisant l'altération de la relation de confiance, et le fait qu'il est préférable que le patient consulte un autre professionnel ; toutes les dispositions utiles sont prises pour assurer la continuité des soins, le praticien invite le patient à lui communiquer les coordonnées du confrère qui assure la prise en charge pour lui transmettre le dossier médical.

Au regard de la loi ABOUT du 30 décembre 2002, constitue une réclamation toute demande en réparation, amiable ou contentieuse, formée par la victime d'un dommage ou ses ayants droit et adressée à l'assuré ou à son assureur. C'est ce qui détermine l'ouverture d'un dossier sinistre.

Le sinistre doit être déclaré au plus tard dans un délai de cinq jours à l'assureur dont le contrat est en vigueur au jour de la première réclamation.

La demande prononcée par le patient telle qu'une demande d'explications sur les soins prodigués ou une demande de dossier médical ne constitue pas un motif d'ouverture d'un dossier de sinistre puisqu'il entre dans le cadre du devoir d'information propre à chaque praticien.

Cependant, une demande d'indemnisation du préjudice subi adressé au praticien ou directement à son assureur constitue une réelle réclamation amiable. La réclamation peut être présentée par le patient lui-même ou par un mandataire comme une compagnie d'assurance ou un avocat. Quelle que soit la situation, la conduite à tenir reste la même.

L'assureur ouvre un dossier de sinistre. Le praticien doit faire suivre la réclamation reçue et en informer le patient afin qu'il puisse, s'il le désire, prendre contact avec la compagnie d'assurance. Il est prudent d'indiquer au patient que sa réclamation est transmise « sous toutes réserves de responsabilité ». Cette mention stipule que le praticien ne reconnaît pas pour autant sa faute.

Suite à la transmission de cette réclamation à la compagnie d'assurance, une expertise amiable est envisageable. Non systématique et décidée au cas par cas par l'assureur, elle peut permettre d'éviter une procédure au praticien. Dans l'hypothèse où l'avocat adverse demande au praticien de donner son avis sur les soins prodigués ou de participer à une expertise, le chirurgien-dentiste doit refuser fermement en invitant ce mandataire à contacter sa compagnie d'assurance.

Si sa réclamation amiable n'aboutit pas, le patient ou sa famille peut également choisir de s'adresser directement à une juridiction. L'action en justice est lancée.

## **2. Les juridictions civiles**

Une juridiction civile est chargée de juger les affaires dans lesquelles des intérêts privés sont en jeu. Ces juridictions statueront sur le montant d'indemnisation du patient ayant subi un préjudice.

Le patient a la possibilité de saisir trois tribunaux appartenant tous aux juridictions civiles du premier degré :

- le Tribunal de Grande Instance ou TGI gère toutes les affaires sauf compétences attribuées textuellement à une juridiction d'exception. Le TGI est composé d'un Président, de deux juges au moins, d'un greffier et d'un procureur de la République. Ce tribunal a en outre une compétence de juridiction de droit commun ou une compétence générale de matière mobilière et personnelle pour des montants supérieurs à 10000 €,
- le Tribunal d'Instance ou TI est à la fois une juridiction civile et répressive. Le TI est composé d'un juge unique assisté par un greffier. Il a une compétence générale en matière mobilière et personnelle pour des montants compris entre 4001 et 10000 €,
- Les juridictions de proximité sont compétentes en matière pénale pour les contraventions jusqu'à la quatrième classe par exemple, et pour les litiges civils de la vie courante dont le taux de compétence est inférieur ou égal à 4000 €. L'audience du juge de proximité est à juge unique et se tient au siège du Tribunal d'Instance.

Le praticien est susceptible d'être appelé devant ces juridictions civiles si sa responsabilité civile professionnelle est engagée. La compétence sera attribuée à l'un de ces trois tribunaux en fonction du taux d'indemnisation établi selon le préjudice subi par le patient.

Il a été établi selon le décret n° 2003-462 du 21 mai 2003 relatif aux dispositions réglementaires des parties I, II et III du Code de la Santé Publique un barème d'évaluation des taux d'incapacité des victimes d'accidents médicaux, d'affections iatrogènes ou d'infections nosocomiales mentionné à l'article D.1142-2 à l'annexe 11-2. Ce barème possède une section « Stomatologie » avec pour sous-section « perte d'une dent ». Cette sous-section indique le taux d'incapacité entraîné par la perte d'une dent, exprimé en pourcentage :

- édentation complète inappareillable : 35 %,
- perte d'une incisive : 1 %,
- perte d'une prémolaire ou d'une dent de sagesse sur l'arcade : 1 %,
- perte d'une canine ou d'une molaire : 1,5 %,
- en cas de perte complète d'une dent remplacée par prothèse implanto-portée : 0 %,
- mortification pulpaire d'une dent : 0,50 %.

Il est mentionné que ces taux seront diminués de moitié en cas de remplacement par prothèse mobile et des deux tiers en cas de remplacement par prothèse fixe.

En l'occurrence, le patient peut utiliser ce barème pour évaluer le taux d'incapacité entraîné par la perte d'une de ses dents, perte causée par la fracture d'un instrument rotatif qui condamnerait la dent.

Le premier acte de procédure repose sur une assignation en référé délivrée par voie d'huissier. Le patient y expose ses griefs à l'encontre du praticien et demande le plus souvent au tribunal de désigner en urgence un expert afin qu'il se prononce sur la responsabilité du professionnel de santé. En règle générale, un avocat saisi par l'assurance souscrite par le praticien le représente lors de l'audience. Le praticien reçoit après l'audience une ordonnance de référé qui précise le nom de l'expert désigné et sa mission.

Ce n'est que lorsque l'expert a accepté sa mission qu'il adresse aux deux parties une convocation à expertise. Il est impératif pour le praticien de transmettre une copie du dossier complet à son assurance.

L'expertise est primordiale car elle servira de base à la décision des magistrats. Cette expertise est dite contradictoire puisqu'elle réunit toutes les parties avec leurs conseils, avocat et/ou médecin. L'expert a besoin de toutes les pièces relatives à cette affaire, le praticien est tenu d'être présent le jour de l'expertise pour donner des précisions sur ses actes ou répondre aux questions de l'expert et aux griefs du plaignant, et doit apporter l'original du dossier. L'expertise se déroule en plusieurs phases :

- récapitulatif des pièces et exposé de la mission,
- récapitulatif minutieux de la chronologie des faits,
- recueil des observations des parties,
- grief et exposé des doléances du plaignant,
- examen clinique du plaignant,
- discussion sur la responsabilité et l'analyse des préjudices.

L'expert adresse ensuite aux parties son pré-rapport et sollicite leurs observations. Le délai de réponse est court, de l'ordre d'un mois. Le praticien doit transmettre ses remarques à son assurance mais jamais directement à l'expert. L'expert peut ensuite rédiger son rapport définitif. Ce n'est qu'après le dépôt de ce rapport que la responsabilité du praticien peut être reconnue. Ce dépôt clôt la procédure de référé.

Le plaignant peut alors accepter une transaction amiable visant à son indemnisation et qui mettra donc les assurances des deux parties en relation, ou poursuivre la procédure devant le tribunal de son choix.

Si le patient décide de poursuivre la procédure, son avocat transmet alors au professionnel de santé une assignation au fond ou assignation à quinzaine. Cette procédure s'inscrit sur plusieurs mois et le praticien doit transmettre ce document ainsi qu'un état civil complet à sa société d'assurance dans les plus brefs délais. Cette assignation au fond a pour but de présenter aux magistrats, d'une part les arguments tendant à faire reconnaître la responsabilité du praticien, et d'autre part la réclamation financière du patient.

Ce n'est qu'après avoir recueilli les observations de chaque partie que le tribunal va rendre un jugement. Le tribunal peut soit déclarer l'action du patient non fondée et ne pas lui accorder sa demande d'indemnisation, soit désigner un ou plusieurs responsables et fixe les sommes qui devront être versées à la victime pour réparer son préjudice.

Cette dernière décision peut alors être acceptée par toutes les parties ou être discutée par l'une ou l'autre des parties et être alors contestée en appel. La volonté de faire appel d'une décision du tribunal par le praticien est prise en compte par son assurance. La décision d'appel prise par les avocats et juristes de la société d'assurance du professionnel de santé dépendra de la pertinence des arguments et des espoirs de succès.

La juridiction civile compétente est alors la Cour d'Appel. Cette juridiction de second degré peut soit confirmer la décision de la première juridiction en rendant un arrêt confirmatif, soit la modifier en l'aggravant ou en l'allégeant par un arrêt infirmatif. Cette décision peut faire l'objet d'un pourvoi en cassation si une des deux parties le désire.

L'affaire est alors portée devant les chambres civiles de la Cour de Cassation qui constitue la haute juridiction. La Cour de Cassation ne juge pas les faits. Elle se contente de vérifier la bonne application des règles de droit. Trois issues sont alors envisageables :



- la Cour de Cassation rejette le pourvoi. L'affaire est donc terminée car la Cour d'Appel a jugé à bon droit,
- lorsqu'un arrêt de cassation sans renvoi est rendu, la Cour de Cassation est à même de pouvoir appliquer la règle de droit appropriée aux faits tels que constatés par les juges du fond. L'affaire est terminée,
- la Cour de Cassation casse la décision avec renvoi c'est-à-dire que l'affaire est renvoyée devant une juridiction de même nature et degré. C'est donc une Cour d'Appel différente qui juge de nouveau en faits et en droit l'affaire. Si la Cour d'Appel se range à la décision de la Cour de Cassation, l'affaire est finie. Sinon il peut y avoir un second pourvoi devant la Cour de Cassation réunie en Assemblée plénière. On retrouve alors les trois possibilités précédentes : si la Cour de Cassation rejette le pourvoi, l'affaire est terminée et l'on est face à un revirement jurisprudentiel. Si la cour casse sans renvoi, l'affaire est terminée. Enfin, si la Cour de Cassation rend un arrêt de cassation avec un second renvoi, l'affaire est portée devant une troisième Cour d'Appel qui jugera en faits et en droit mais conformément à la décision de l'Assemblée plénière.

Suite à la décision de l'Assemblée plénière, l'affaire opposant le praticien et le patient est terminée. Le cas de fractures instrumentales peut suivre le même schéma juridique.

A l'issue de ces affaires, une peine est prononcée et les parties doivent s'y tenir. Son étendue dépend du préjudice estimé subi par le patient.

Outre les juridictions civiles, le praticien doit répondre de ses actes devant ses pairs. La compétence revient à la juridiction disciplinaire ordinale.

### **3. La juridiction disciplinaire ordinale**

La procédure ordinale est interne à la profession du professionnel de santé. Elle vise à sanctionner le non-respect des règles et obligations professionnelles, ou des principes de moralité, de probité et de dévouement indispensables à l'activité médicale. Le praticien engage sa responsabilité vis-à-vis des ses pairs en cas de manquement à la déontologie et aux devoirs professionnels.

Dans la mesure où l'article R.4127-32 du Code de la Santé Publique énonce que le médecin s'engage à assurer au patient des soins consciencieux, dévoués et fondés sur les données acquises de la science, une faute professionnelle constitue une faute disciplinaire.

Les plaintes les plus fréquentes concernent les relations entre praticiens et patients lors par exemple de problèmes de certificats, de violation du secret professionnel, etc... ou les relations entre professionnels de santé comme les cas de détournement de clientèle. Les sanctions sont exclusivement professionnelles et peuvent aller de l'avertissement ou du blâme à l'interdiction temporaire ou définitive d'exercer, voire la radiation.

Il est important de souligner à nouveau que l'action de la procédure ordinaire est totalement indépendante des autres procédures juridictionnelles éventuellement mises en œuvre, impliquant des condamnations multiples envers le praticien, et également qu'aucune indemnisation ne peut être accordée par le Conseil de l'Ordre.

Dans le cadre d'une affaire impliquant un praticien exerçant en secteur libéral, la plainte peut être déposée par toute personne, que ce soit le patient ou sa famille, un syndicat, un confrère ou l'Ordre. La procédure se décrit en diverses étapes selon la demande. Il est à noter que le conseil départemental reçoit les plaintes mais il n'a pas de pouvoir disciplinaire.

À réception de la plainte, le conseil départemental demande des explications au praticien. Le praticien doit informer sa société d'assurance du dépôt de plainte à son égard et lui adresser un résumé circonstancié des faits ainsi que la copie de tous les courriers reçus du conseil départemental. Les sociétés d'assurance recommandent aussi au praticien de leur transmettre le projet de réponse qu'il adressera au conseil départemental. Le chirurgien-dentiste doit bien évidemment transmettre par écrit sa version des faits au conseil départemental de l'Ordre. Ce conseil convoque ensuite les parties pour une confrontation. Le praticien doit se présenter à toute convocation. Si le plaignant ne renonce pas à son action en dépit des explications fournies par le chirurgien-dentiste, le conseil a l'obligation de tenter une conciliation.

Enfin le chirurgien-dentiste doit rédiger une déclaration transmise à sa société d'assurance si l'Ordre le recommande ou en cas d'échec de la tentative de conciliation. S'il y a échec, le praticien doit également transmettre le procès verbal de non-conciliation.

En revanche, si l'affaire porte sur une demande de sanction du praticien pour manquement à des obligations déontologiques, le Conseil Départemental transmet la plainte au Conseil Régional ou Interrégional avec un avis motivé, en s'y associant ou non. Lorsque le Conseil Régional ou Interrégional est saisi, il demande au praticien de produire un mémoire écrit en défense. L'assureur peut alors mettre le praticien en contact avec un avocat qui élaborera un mémoire en défense et assistera le chirurgien-dentiste lors de l'audience. Il va de soi que le praticien doit informer le conseil régional du nom de cet avocat pour que les pièces du dossier lui soient transmises et qu'il puisse en prendre connaissance.

Le praticien peut faire appel de la décision dans les 30 jours devant la section disciplinaire du Conseil National de l'Ordre. Puis le cas échéant, le chirurgien-dentiste peut se pourvoir en cassation devant le Conseil d'Etat dans un délai de 2 mois.

Les sanctions établies pour des cas de fractures d'instruments rotatifs sont rares. En effet, ce sont bien souvent un manquement au devoir d'information que le patient vient reprocher au chirurgien-dentiste. Dans ces conditions, les sanctions sont diverses : avertissement, blâme, interdiction d'exercice, etc...

## VI. Conclusion

Le processus de fracture instrumentale reste un phénomène complexe multifactoriel. L'association de différents paramètres rend la gestion de cet incident délicate voir impossible. Des précautions sont prises, mais elles ne permettent que de limiter ce risque. Le soin endodontique a bénéficié ces quinze dernières années d'une marge de progrès spectaculaire. Cependant, sa difficulté reste au cœur de nombreuses allégations.

Les systèmes d'instruments en Nickel-Titane sont tous, dans des proportions variables, sensibles à la fracture. Cette variabilité dépend en grande partie de leur condition d'utilisation. Cependant, l'anatomie canalaire et ses méandres ne facilitent pas la tâche du praticien.

Le patient et le praticien sont liés par le contrat médical dès la première consultation. Le praticien doit informer le patient afin qu'il soit conscient de tous les risques que peut comporter un soin endodontique. Le patient doit faire confiance au praticien, et lorsque cette confiance est rompue, le chirurgien-dentiste peut refuser de lui apporter des soins. Dans le cas d'une fracture instrumentale, la responsabilité du praticien peut être engagée et sa faute peut être reconnue. L'assurance à laquelle il a souscrit lui offre une protection juridique et prend en charge les dédommagements versés au patient. L'opérateur doit prendre toutes les précautions nécessaires pour prévenir ce type de préjudice. Le devoir d'information reste la clé du problème.

Les moteurs de rotation continue, les contre-angles réducteurs et les systèmes d'instruments en Nickel-Titane sont nombreux sur le marché. Le praticien dispose d'un choix riche, et peut investir dans un dispositif de rotation continue adapté à ses attentes. Tous ces systèmes proposent un contrôle des paramètres influençant la fracture. Les systèmes auto Torque reverse préviennent la fracture en torsion de l'instrument. La maîtrise de la vitesse et du Torque soumis à l'instrument est aujourd'hui un impératif à tout dispositif de rotation continue. Il est cependant indispensable que le praticien connaisse les limites de son système instrumental. En effet, bien que les vitesses de rotation soient plus ou moins identiques pour tous les systèmes, le Torque change en fonction du profil instrumental. Par conséquent, une maîtrise parfaite de ces valeurs associée à l'utilisation d'un moteur de rotation continue adapté est une précaution supplémentaire pour la prévention de la fracture. Cependant, ces paramètres de Torque et de vitesse ne sont pas les seuls à intervenir dans le processus de rupture instrumentale.

Le risque d'engainement de l'instrument est commun à toute fracture en torsion. Le praticien doit donc toujours garder à l'esprit que le nettoyage de son instrument, après chaque utilisation dans le canal, à l'aide d'une compresse imbibée d'hypochlorite de sodium, permet de limiter ce risque d'engainement et, par conséquent, de limiter le risque de fracture en torsion.

Une forme douce et reproductible peut être obtenue grâce à l'utilisation de petites limes manuelles en acier, limitant ainsi les interférences de l'instrument lors de sa progression dans le canal.

Les techniques de préparation canalaire ont donc suivi ce concept et proposent aujourd'hui de diviser la mise en forme canalaire en trois tiers. La préparation primaire des tiers coronaire et médian permet de faciliter la progression de l'instrument jusqu'au tiers apical, et ce, sans interférence. Avant de pouvoir obtenir ce type d'accès en ligne droite, le praticien doit adapter la cavité endodontique. La configuration de cette cavité est aujourd'hui corrigée. Pourtant, le système de rotation continue est encombrant. La courbure due à l'orientation de la tête de l'instrument associée à l'orientation du

canal engendre des contraintes supplémentaires sur la lime endodontique. Cette double courbure concentre les forces sur la partie apicale de l'instrument, là où l'instrument est le plus fin, donc dans une zone accrue de fracture. L'adaptation de la cavité d'accès pour limiter ces contraintes dues à la double courbure devient nécessaire. Le praticien doit donc choisir entre le maintien de la structure dentaire et la limitation du risque de fracture par un rapport bénéfice/risque. Il est nécessaire de privilégier l'accès de l'instrument et d'en limiter sa fracture. Par conséquent, le chirurgien-dentiste ne doit pas hésiter à délabrer plus que nécessaire une dent lorsque c'est indispensable.

L'utilisation des irrigants et lubrifiants canaux sont également une aide précieuse à la progression de l'instrument. Cependant, leur impact sur le phénomène de corrosion étant faible, ils n'interviennent pas dans la procédure de fracture instrumentale.

En contrepartie, les cycles de stérilisation influent sur le comportement de l'instrument. En effet, les propriétés de superélasticité de l'alliage Nickel-Titane découlent de la transformation de phase austénitique-martensitique, transformation de phase solide-solide provoquée par des variations de températures ou par l'application d'une contrainte. Cette contrainte peut être une limite à l'utilisation de la lime endodontique.

La courbure radiculaire applique sur l'instrument des contraintes de flexion plus ou moins importantes. Plus cette courbure augmente, plus les contraintes de flexion augmentent, plus la durée de vie de l'instrument diminue. Le concept d'une lime pour un canal est aujourd'hui suggéré par de nombreux auteurs et par quelques manufactures. La flexion excessive de l'instrument provoque des transformations de phase successives qui fatiguent l'instrument, dépassent parfois son nombre maximum de cycles de fatigue et augmentent son risque de fracture. En revanche, l'utilisation unique d'un instrument lors d'un traitement canalaire accroît le coût de revient du soin.

L'adaptation d'un instrument au cas par cas, en raison des différences existantes entre chaque système instrumental et entre des instruments d'un même système, est indispensable pour prévenir le risque de fracture.

La fracture instrumentale ne peut pas toujours être évitée. Le praticien dispose de plusieurs méthodes pour éliminer un fragment d'instrument. Cependant, l'issue de ces interventions longues et délicates reste variable et dépend de nombreux facteurs.

Il est nécessaire d'insister sur la complexité du processus de fracture instrumentale. Ce phénomène fait intervenir des facteurs combinés et hybrides. Les limites de l'instrument en Nickel-Titane sont de mieux en mieux maîtrisées, l'anatomie canalaire est plus précisément décrite, et les mesures pour limiter le risque de rupture sont répertoriées. Cependant, les informations concernant l'anatomie de la dent et de son système canalaire ne peuvent pas être intégralement définies dans la pratique quotidienne. Le traitement endodontique conserve ses lettres de noblesse et sa difficulté. Le praticien doit utiliser tout son art et toutes ses connaissances pour obtenir une obturation canalaire optimale.

Cependant, l'assistance technique fournie par la radiographie est une limite non négligeable. Des investigations sont aujourd'hui menées sur le complément apporté par la tomographie associée à la radiographie conventionnelle dans le cadre d'un traitement endodontique, permettant l'obtention d'une image tridimensionnelle du système canalaire. Cette dernière pourrait être la prochaine révolution en endodontie.

## VII. Bibliographie

### A. Ressources périodiques

1. ALAPATI S-B ; BRANTLEY W-A ; SVEC T-A ; POWERS J-M ; NUSSTEIN J-M ; DAEHN G-S.  
SEM observation of nickel titanium rotary endodontic instruments that fracture during clinical use  
J. Endod., 2005, 31(1) : 40-3
2. ABOU-RASS M, FRANK, AL, GLICK, DH.  
The anticurvature filing method to prepare the curved root canal  
J. Am. Dent. Assoc., 1980, 101(5) : 792
3. ANDERSON ME ; PRICE JW ; PARASHOS P.  
Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments.  
J. Endod., 2007, 33(10) : 1212-6
4. ARBAB-CHIRANI R, CHEVALIER V, ARBAB-CHIRANI S, CALLOCH S.  
Instrumentation canalaire de préparation  
EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Médecine buccale, 28-725-A-10, 2010
5. ARORA S ; TEWARI S.  
The morphology of the apical foramen in posterior teeth in a North Indian population  
Int. Endod. J., 2009, 42 (10) : 930-939
6. BAHIA M-G-A ; BUONO V-T-L.  
Decrease in the fatigue resistance of Nickel titanium rotary instrument after clinical use in curved root canals  
Oral Surg., Oral Med., Oral Patho., Oral Radio. and Endod., 2005, 100 : 249-55
7. BEER R ; BAUMANN MA ; KIELBASSA AM.  
Atlas de poche d'endodontie  
Edition FLAMMARION, Rubrique Médecine-Sciences, 2006
8. BERTRAND MF.  
Anatomie canalaire et radulaire  
Cours Diplôme Inter Universitaire d'Endodontie 2005
9. BERUTTI E ; CHIANDUSSI G ; GAVIGLIO I ; IBA A.  
Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel titanium rotary instruments : Protaper versus Profile  
J. Endod., 2003, 29 : 15-19

10. BERUTTI E ; NEGRO A-R ; LENDINI M ; PASQUALINI D.  
Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of Pro Taper rotary instruments  
J. Endod., 2004, 30(4) : 228-30
11. BLUM JY ; MACHTOU P ; MICALLEF JP.  
Location of contact areas on rotary Profile instruments in relationship to forces developed during mechanical preparation on extracted teeth  
Int. Endod. J., 1999, 32(2) : 108-14
12. BLUM JY ; MACHTOU P ; RUDDLE C ; MICALLEF JP.  
Analysis of mechanical preparations in extracted teeth using ProTaper rotary instruments: value of the safety quotient.  
J. Endod., 2003, 29(9) : 567-75
13. BOESSLER C ; PETERS OA ; ZEHNDER M.  
Impact of lubricant parameters on rotary instrument torque and force  
J. Endod., 2007, 33(3) : 280-3
14. BOESSLER C ; PAQUE F ; PETERS OA.  
The Effect of Electropolishing on Torque and Force During Simulated Root Canal Preparation with ProTaper Shaping Files  
J.Endod., 2009, 35(1) : 102-6
15. BONACCORSO A ; SCHÄFER E ; CONDORELLI GG ; CANTATORE G ; TRIPI TR.  
Chemical analysis of nickel-titanium rotary instruments with and without electropolishing after cleaning procedures with sodium hypochlorite  
J. Endod., 2008, 34(11) : 1391-5
16. BONACCORSO A ; CANTATORE G ; CONDORELLI GG ; SCHÄFER E ; TRIPI TR.  
Shaping Ability of Four Nickel-Titanium Rotary Instruments in Simulated S-Shaped Canals  
J. Endod., 2009, 35(6) : 883-6
17. BONNAURE-MALLET M ; GOETZ ML ; APAP M ; AUPEE M ; BARSOTTI O ; BOURZEIX De LAROUZIERE S ; GIRARD R.  
Liste positive des produits désinfectants dentaires 2006-2007  
Les dossiers de l'ADF, 2006
18. BORTNICK KL ; STEIMAN HR ; RUSKIN A.  
Comparison of nickel-titanium file distortion using electric and air-driven handpieces  
J. Endod., 2001, 27(1) : 57-9
19. BRAYE G.  
Evolution de l'ergonomie et des équipements dentaires  
40 ans de chirurgie dentaire 1968-2008, Editions PRIVAT, 39-47

20. BRISSET L.  
Hygiène et asepsie au cabinet dentaire  
Abrégés d'odonto-stomatologie, 1997, Editions MASSON, 77-8
21. CASTELLUCCI A.  
Endodontics volume 1 & 2  
Editions IL TRIDENTE
22. CAMPS J ; PERTOT W-J.  
Torsionnal and stiffness properties of canal master U stainless steel and Nitinol instruments  
J.Endod., 1994, 20(8) : 395-8
23. CHEUNG GS ; SHEN Y ; DARVELL BW.  
Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel-titanium rotary instrument in hypochlorite?  
J. Endod., 2007, 33(10) : 1217-21
24. CHEUNG GSP ; YANG J ; FAN B.  
Morphometric study of the apical anatomy of C-shaped root canal systems in mandibular second molars  
Int. Endod. J., 2007, 40(4) : 239-46
25. CLAISSE A ; HAIKEL Y.  
Les systèmes Nickel-Titane en rotation continue  
Les dossiers de l'ADF, 2003
26. COCHET JY ; COCHET-BARRIL I.  
The Profile® endodontic and clinical concepts , the end of the challenge.  
Les cahiers de l'ADF numéro 2, 2ème trimestre 1998
27. CRAVEIRO DE MELO M-C ; AZEVEDO BAHIA M-G ; LOPES BUONO V-T.  
Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel titanium endodontic instruments  
J.Endod., 2002, 28(11) : 765-9
28. DARABARA M ; BOURITHIS L ; ZINELIS S ; PAPADIMITRIOU G-D.  
Susceptibility to localized corrosion of stainless steel and NiTi endodontic instruments in irrigating solutions  
Int. Endod. J., 2004, 37(10) : 705-10
29. DAUGHERTY D-W ; GOUND T-G ; COMER T-L.  
Comparison of fracture rate, deformation rate, and efficiency between rotary endodontic instruments driven at 150 rpm and 350 rpm  
J. Endod., 2001, 27(2) : 93-5

30. De CAMARGO E-J ; ZAPATA R-O ; MEDEIROS P-L ; BRAMANTE C-M ; BERNARDINELI N; GARCIA R-B ; De MORAES I-G; DUARTE M-A-H.  
Influence of Preflaring on the Accuracy of Length Determination With Four Electronic Apex Locators  
J. Endod., 2009, 35(9) : 1300-2
31. DIETZ D-B ; DI FIORE PM ; BAHCALL J-K ; LAUTENSCHLAGER E-P.  
Effect of rational speed on the breakage of nickel titanium rotary files  
J. Endod., 2000, 26(2) : 68-71
32. Di FIORE PM  
A dozen ways to prevent nickel-titanium rotary instrument fracture  
JADA, Feb 2007, 138 : 196-201
33. EBLE M.  
Notions de métallurgie et réalisation au laboratoire des prothèses partielles à infrastructure métallique  
Thèse pour le doctorat en Chirurgie Dentaire, 1983, 29-69
34. FERRAZ CCR ; GOMES NV ; GOMES BPFA ; 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., 2001, 34(5) : 354-8
35. FIFE D ; GAMBARINI G ; BRITTO L-R.  
Cyclic fatigue testing of Protaper NiTi rotary instruments after clinical use  
Oral Surg. , Oral Med., Oral Patho., Oral Radio. and Endod., 2004, 97(2) : 251-6
36. FKG fournisseur.  
Brochure RaCe
37. FONSECA O ; LOPES H ; MOREIRA E ; SAMPAIO-FILHO H ; SIQUEIRA Jr J.  
Adaptation of the patency instrument to the apical foramen : a scanning electron microscopic investigation  
Endodontic Practice Today, 2009, 3(1) : 61-5
38. GABEL W-P ; HOEN M ; STEINMAN H-R ; PINK F-E ; DIETZ R.  
Effect of rotational speed on nickel-titanium file distorsion  
J. Endod., 1999, 25(11) : 752-4
39. GAGNOT G.  
Les ultrasons en odontologie  
Editions CDP, Collection MEMENTO, 2008



40. GAMBARINI G.  
Cyclic fatigue of nickel titanium rotary instruments after clinical use with low and high torque endodontic motors  
J. Endod., 2001, 27(12) : 772-4
41. GENCOGLU N ; HELVACIOGLU D.  
Comparison of the different techniques to remove fractured endodontic instrument from root canal systems  
Eur. J. Dent., 2009, 3(2) : 90-95
42. GONÇALVES MADUREIRA R ; NAVARRO LF; LLENA MC ; COSTA M.  
Shaping ability of nickel-titanium rotary instruments in simulated S-shaped root canals  
Oral Surg., Oral Med., Oral Pathol., Oral Radiol. and Endod., 2010, 109 : 136-44
43. GUILFORD WL ; LEMONS JE ; ELEAZER PD.  
A comparison of Torque required to fracture rotary files with tips bound in simulated curved canal  
J. Endod., 2005, 31(6) : 468-70
44. HAİKEL Y ; SERFATY R ; WILSON P ; SPEISSER JM ; ALLEMANN C.  
Mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment.  
J. Endod., 1998, 24(11) : 731-5
45. HILT B-R ; CUNNINGHAM C-J ; SHEN C ; RICHARDS N.  
Torsional properties of stainless steel and nickel titanium files after multiple autoclave sterilizations  
J. Endod., 2000, 26(2) : 76-80
46. HOER D ; ATTIN T.  
The accuracy of electronic working length determination  
Int. Endod. J., 2004, 37(2) : 125-31
47. HÜLSMANN M.  
Removal of fractured instruments using a combined automate/ultrasonic technique  
J. Endod., 1994, 20(3) : 144-6
48. JAIN N ; TUSHAR S.  
Curved canals : ancestral files revisited  
Indian J. Dent. Res., 2008, 19 : 267-71
49. JAVAHERI HH ; JAVAHERI GH.  
A comparison of three NiTi rotary instruments in apical transportation  
J. Endod., 2007, 33(3) : 284-6

50. KAZEMI R-B ; STENMAN E ; SPANBERG L-S-W.  
A comparison of stainless steel and Nickel Titanium H-type instruments of identical design :  
Torsionnal and bending tests  
Oral Surg. , Oral Med., Oral Patho., Oral Radio. and Endod., 2000, 90(4) : 500-6
51. KIM HC ; KIM HJ ; LEE CJ ; KIM BM ; PARK JK ; VERSLUIS A.  
Mechanical response of nickel–titanium instruments with different cross-sectional designs  
during shaping of simulated curved canals.  
Int. Endod. J., 2009, 42(7) : 593-602
52. KUHN G ; JORDAN L.  
Fatigue and Mechanical Properties of Nickel-Titanium Endodontic Instruments  
J. Endod., 2002, 28(10) : 716-20
53. La Médicale de France  
Responsabilité civile professionnelle, Protection Juridique  
2007
54. LAMBLOT C ; GOMBAULT N.  
Que faire en cas de plainte ou d'accident ?  
Vade Mecum, MACSF, 2007
55. LAMBLOT C.  
Odontologie  
Vade Mecum, MACSF, 2009
56. LETOUZEY C.  
Responsabilité civile professionnelle  
Responsabilité, le Sou Médical, MACSF, 2009
57. LI UM ; LEE BS ; SHIH CT ; LAN WH ; LIN CP.  
Cyclic fatigue on endodontic nickel-titanium rotary instruments : static and dynamic tests  
J. Endod., 2002, 28(6) : 448-51
58. MARTIN B ; ZELADA G ; VARELA P ; BAHILLO J-G ; MAGAN F ; AHN S ; RODRIGUEZ C.  
Factors influencing the fracture of Nickel-Titanium rotary instruments  
Int. Endod. J., 2003, 36 : 262-6
59. MARTÍNEZ-LOZANO MA ; FORNER-NAVARRO L ; SÁNCHEZ-CORTÉS JL ; LLENA-PUY C.  
Methodological considerations in the determination of working length  
Int. Endod. J., 2001, 34(5) : 371–6

60. McSPADDEN JT ; BONACCORSO A ; TOCCHIO C ; RAPISARDA E ; TRIPI TR.  
The zone technique  
Endo (Lond Eng), 2008, 2(1) : 33-41
61. MicroMega Fournisseur.  
Brochure Revo-S et Hero Shaper
62. MILES S.B ; CLEMENT D.J ; PRUETT J.P ; CARNES D.L.  
Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel titanium endodontic instruments  
J. Endod., 1998, 24(12) : 843-7
63. MING H. WU.  
Fabrication of Nitinol Materials and Components  
Proceedings of the International Conference on Shape Memory and Superelastic Technologies, 2001, Kunming, China, pages 285-292
64. MJÖR IA ; SMITH MR ; FERRARI M ; MANNOCCI F.  
The structure of dentine in the apical region of human teeth  
Int. Endod. J., 2001, 34(5) : 346-53
65. NÓVOA XR ; MARTIN-BIEDMA B ; VARELA-PATIÑO P ; COLLAZO A ; MACÍAS-LUACES A ;  
CANTATORE G ; PÉREZ MC ; MAGÁN-MUÑOZ F.  
The corrosion of nickel-titanium rotary endodontic instruments in sodium hypochlorite  
Int. Endod. J., 2007, 40(1) : 36-44
66. O'HOY P.Y.Z ; MESSER H.H ; PALAMARA J.E.A.  
The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of NiTi files  
Int. Endod. J., 2003, 36 : 724-32
67. OIKIJI T.  
Modified usage of the Masserann kit for removing intracanal broken instruments  
J. Endod., 2003, 29(7) : 466-7
68. OIKNINE M ; BENIZRI J.  
Origine des fractures et de l'usure des limes NiTi en endodontie  
Revue d'Odonto-Stomatologie, 2007, 36(2) : 109-22
69. PANIGHI M ; CAMPS J ; DEMARS FREMAULT C ; FREYMANN M ; PEREZ F ; PILIPILI C ; TUBIANA JH.  
Matériaux et techniques d'obturation endodontique  
Les dossiers de l'ADF, 2003

70. PARASHOS P ; GORDON I ; MESSER H-H.  
Factors influencing defects of rotary nickel titanium endodontic instruments after clinical use  
J. Endod., 2004, 30(10) : 722-5
71. PARASHOS P ; MESSER HH.  
Rotary NiTi instrument fracture and its consequence  
J. Endod., 2006, 32(11) : 1031-43
72. PATINO P-V ; BIEDMA B-M ; LIEBANA C-R ; CANTATORE G ; BAHILLO J-G.  
The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments  
J. Endod., 2005, 31(2) : 114-6
73. PECORA J.D ; CAPELLI A ; GUERISOLI D.M.Z ; SPANO' J.C.E ; ESTRELA C.  
Influence of cervical preflaring on apical file size determination  
Int. Endod. J., 2005, 38(7) : 430-5
74. PETERS O-A ; PETERS C-I ; SCHONENBERGER K ; BARBAKOW F.  
Protaper rotary root canal preparation : assessment of torque and force in relation to canal anatomy  
Int. Endod. J., 2003, 36 : 93-9
75. PETERS OA ; BOESSLER C ; ZEHNDER M.  
Effect of liquid and paste-type lubricants on Torque values during simulated rotary root canal instrumentation  
Int. Endod. J., 2005, 38(4) : 223-9
76. PLOTINO G ; GRANDE NM ; CORDARO M ; TESTARELLI M ; GAMBARINI G.  
Influence of the shape of artificial canals on the fatigue resistance of Niti rotary instruments  
Int. Endod. J., 2010, 43(1) : 69-75
77. PRUETT J-P ; CLEMENT D-J ; CARNES D-L.  
Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments  
J. Endod., 1997, 23(2) : 77-85
78. RAHIMI S ; SHAHI S ; YAVARI HR ; REYHANI MF ; EBRAHIMI ME ; RAJABI E.  
A stereomicroscopy study of root apices of human maxillary central incisors and mandibular second premolars in an Iranian population  
Journal of Oral Science, 2009, 51(3) : 411-5
79. ROLAND DD ; ANDELIN WE ; BROWNING DF ; HSU GH ; TORABINEJAD M.  
The effect of preflaring on the rates of separation for 0.04 taper nickel titanium rotary instruments  
J. Endod. 2002, 28(7) : 543-5

80. ROWAN M-B ; NICHOLLS J-I ; STEINER J.  
Torsionnal properties of stainless steel and nickel titanium endodontic files  
J. Endod., 1996, 22(7) : 341-5
81. SATTAPAN B ; PALAMARA J-E ; MESSER H-H.  
Torque during canal instrumentation using rotary nickel titanium files  
J. Endod., 2000, 26(3) : 156-60
82. SATTAPAN B ; NERVO G-J ; PALAMARA J-E ; MESSER H-H.  
Defects in rotary nickel titanium files after clinical use  
J. Endod., 2000, 26(3) : 161-5
83. SCHAFFER E ; CAND A-D ; DANESH G.  
Bending properties of rotary Nickel Titanium instruments  
Oral Surg., Oral Med., Oral Pathol., Oral Radiol. and Endod., 2003, 96(6) : 757-63
84. SCHIFF N ; GROSGOGEAT B ; LISSAC M ; DALAR F.  
Influence of fluoride content and pH on the corrosion resistance of titanium and its alloys  
Biomaterials, 2002, 23(9) : 1995-2002
85. SCHILDER H.  
Filling Root Canals in Three Dimensions  
J. Endod., 2006, 32(4) : 281-90
86. SCHNEIDER SW.  
A comparison of canal preparations in straight and curved root canals.  
Oral Surg, 1971, 32 : 271-5
87. SCHRADER C ; PETERS O-A.  
Analysis of Torque and force with differently tapered rotary endodontic instruments in vitro  
J. Endod., 2005, 31(2) : 120-3
88. SERT S ; BAYIRLI GS.  
Evaluation of root canal configurations of the mandibular and maxillary permanent teeth by gender in the Turkish population  
J. Endod., 2004, 30(6) : 391-8
89. SHEN Y ; PENG B ; CHEUNG GS.  
Factors associated with the removal of fractured NiTi instruments  
Oral Surg., Oral Med., Oral Pathol., Oral Rad. and Endod., 2004, 98(5) : 605-10
90. SHEN Y ; CHEUNG GS ; BIAN Z ; PENG B.  
Comparison of defects in ProFile and ProTaper systems after clinical use  
J. Endod., 2006, 32(1) : 61-5

91. SILVAGGIO J ; LAMAR HICKS M.  
Effect of heat sterilization on the Torsionnal properties of rotary nickel titanium endodontic files  
J. Endod., 1997, 23(12) : 731-4
92. SOUTER NJ ; MESSER HH.  
Complications associated with fractured file removal using an ultrasonic technique  
J. Endod., 2005, 31(6) : 450-2
93. STABHOLZ A ; ROTSTEIN I ; TORABINEJAD M.  
Effect of preflaring on tactile detection of the apical constriction  
J. Endod., 1995, 21(2) : 92-4
94. STOKES OW ; Di FIORE PM ; BARSS JT ; KOERBER A ; GILBERT JL ; LAUTENSCHLAGER EP.  
Corrosion in Stainless Steel and Nickel Titanium files  
J. Endod., 1999, 25(1) : 17-20
95. SVEC T-A ; POWERS J-M.  
The deterioration of rotary nickel titanium files under controlled conditions  
J. Endod., 2002, 28(2) : 105-7
96. THOMPSON SA.  
An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry  
Int. Endod. J., 2000, 33 : 297-310
97. UEI-MING L ; BOR-SCHIUNN L ; CHIN-TSAI S ; WAN-HONG L ; CHUN-PIN L.  
Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments : static and dynamic tests  
J. Endod., 2002, 28(6) : 448-51
98. ULLMANN C-J ; PETERS O-A.  
Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in Protaper nickel-titanium rotary instruments  
J. Endod., 2005, 31(3) : 183-6
99. WARD JR ; PARASHOS P ; MESSER HH.  
Evaluation of an ultrasonic technique to remove fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals : an experimental study  
J. Endod., 2003, 29(11) : 756-63
100. WOLCOTT J ; HIMEL V-T.  
Torsionnal properties of nickel-titanium versus stainless steel endodontic files  
J. Endod., 1997, 23(4) : 217-20

101. YANG GB ; ZHOU XD ; ZHANG H ; WU HK.  
Shaping ability of progressive versus constant taper instruments in simulated root canals  
Int. End. J., 2006, 39 : 791-9
102. YARED GM ; BOU DAGHER FE ; MACHTOU P.  
Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use  
Int. Endod. J., 1999, 32 : 115-9
103. YARED GM ; BOU DAGHER FE ; MACHTOU P.  
Failure of Profile instruments used with high and low Torque motors  
Int. Endod. J., 2001, 34(6) : 471-5
104. YARED GM ; KULKARINI G-K ; GHOSAYN F.  
An in vitro study of the Torsionnal properties of new and used K3 instruments  
Int. Endod. J., 2003, 36 : 764-9
105. YARED GM ; KULKARNI GK.  
An in vitro study of the Torsionnal properties of new and used Nickel-Titanium files in plastic blocks  
Oral Surg., Oral Med., Oral Pathol., Oral Radiol. and Endod., 2003, 96(4) : 466-71
106. YARED GM ; KULKARNI GK.  
Accuracy of DTC Torque Control motor for the nickel-titanium, the rotary instruments  
Int. Endod. J., 2004, 37 : 399-402
107. YOLDAS O ; OZTUNC H ; TINAZ C ; ALPARSLAN N.  
Perforation risks associated with the use of Masserann endodontic kit drills in mandibular molars  
Oral Surg., Oral Med., Oral Pathol., Oral Radiol and Endod., 2004, 97(4) : 513-7
108. YOSHIMINE Y ; M. ONO ; AKAMINE A.  
The Shaping Effects of Three Nickel-Titanium Rotary Instruments in Simulated S-Shaped Canals  
J. Endod., 2005, 31 (5) : 373-5
109. ZELADA G ; VARELA P ; MARTIN B ; BAHILLO J-G ; MAGAN F ; AHN S.  
The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments  
J. Endod., 2002, 28(7) : 540-2
110. ZINELIS S ; DARABARA M ; TAKASE T ; OGANE K ; PAPADIMITRIOU G-D.  
The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue  
Oral Surg., Oral Med., Oral Patho., Oral Radio. and Endod., 2007, 103 : 843-7

## **B. Ressources juridiques**

CODE CIVIL 2009  
CODE DE LA SANTE PUBLIQUE 2009  
CODE DES ASSURANCES 2009

## **C. Ressources Internet**

[www.legifrance.gouv.fr](http://www.legifrance.gouv.fr) (le service internet publique de l'accès au droit)  
[www.reptox.csst.qc.ca](http://www.reptox.csst.qc.ca) (Commission de la Santé et de la Sécurité du Travail service du répertoire toxicologique)  
[www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed) (base de données médicales)  
[www.ebscohost.com](http://www.ebscohost.com) (base de données odontologiques)  
[www.cismef.org](http://www.cismef.org) (Catalogue et Index des Sites Médicaux de langue Française)  
[www.nimesis.com](http://www.nimesis.com) (site des AMF)



**EBLE (Arnaud). LA FRACTURE DES INSTRUMENTS D'ENDODONTIE EN NICKEL-TITANE**

Nancy 2010 : 189 P

Th. : Chir-Dent. : NANCY-1 : 2010

**MOTS CLES :**

Nickel-Titane

Torque

Fracture

Endodontie

La fracture des instruments d'endodontie en Nickel-Titane est développée dans ce modeste ouvrage, tant au niveau théorique et pratique que d'un point de vue juridique.

La description des moteurs de rotation continue, des contre-angles et de l'instrument en Nickel-Titane est indispensable à la compréhension du phénomène de fracture. La maîtrise des performances de ces dispositifs permet au praticien de prévenir le risque de rupture instrumentale lors du traitement radiculaire. Outre l'instrument en Nickel-Titane, d'autres paramètres se combinent lors de l'incident de fracture instrumentale. La gestion de tous les facteurs à risque permet d'en limiter l'apparition. Malgré plusieurs précautions, le praticien peut être confronté à ce type d'incident. Une tentative de retrait du fragment fracturé est alors envisageable. L'évolution de la fracture instrumentale n'est pas uniquement limitée à l'exercice de la chirurgie dentaire. Le patient ayant subi un préjudice peut choisir d'engager une action en justice. Le chirurgien-dentiste doit alors répondre de ses actes.

**JURY :**

Président :	Monsieur J-P. ARTIS	Professeur des Universités
Juge	<u>Monsieur C. AMORY</u>	Maître de Conférences des Universités
Juge	Monsieur P. CUNY	Assistant Hospitalo-Universitaire
Juge	Monsieur G. BOURRET	Docteur en Chirurgie Dentaire

Adresse de l'auteur : EBLE Arnaud  
6, Place de Karlsruhe  
54000 NANCY



Jury : Président : J.P. ARTIS – Professeur des Universités  
Juges : C. AMORY – Maître de Conférences des Universités  
P.CUNY – Assistant Hospitalier-Universitaire  
G.BOURRET – Docteur en Chirurgie Dentaire

Thèse pour obtenir le diplôme D'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire /3456

Présentée par: **Monsieur EBLE Arnaud, Maurice, Alain, Michel**

né(e) à: **NANCY (Meurthe-et-Moselle)**

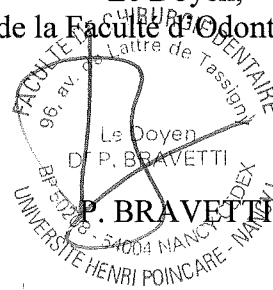
le **20 août 1984**

et ayant pour titre : « **La fracture des instruments d'endodontie en Nickel-Titane** »

Le Président du jury,

J.P. ARTIS

Le Doyen,  
de la Faculté d'Odontologie



Autorise à soutenir et imprimer la thèse

NANCY, le 15.10.2008

Le Président de l'Université Henri Poincaré, Nancy-1

J-P. FINANCE

Pour le Président  
et par Délégation,  
La Vice-Présidente du Conseil  
des Etudes et de la Vie Universitaire,

C. CAPDEVILLE-ATKINSON

