
Forschung · Wissenschaft Recherche · Science

Editor-in-chief
Chefredaktor
Rédacteur en chef
Jürg Meyer, Basel

Editors
Redaktoren
Rédacteurs
Urs Belser, Genève
Rudolf Gmür, Zürich
Peter Hotz, Bern

Assistant Editor
Redaktions-Assistent
Rédacteur assistant
Tuomas Waltimo, Basel

Advisory board / Gutachtergremium / Comité de lecture

P. Baehni, Genève
J.-P. Bernard, Genève
C.E. Besimo, Basel
M. Bornstein, Bern
S. Bouillaguet, Genève
U. Brägger, Bern
D. Buser, Bern
M. Cattani, Genève
B. Ciucchi, Genève
K. Dula, Bern
D. Ettlín, Zürich
G. Eyrich, Zürich
A. Filippi, Basel
J. Fischer, Bern
L.M. Gallo, Zürich
R. Glauser, Zürich
W. Gnoinski, Zürich
K.W. Grätz, Zürich
Ch. Hämmerle, Zürich
N. Hardt, Luzern
T. Imfeld, Zürich

K.H. Jäger, Basel
J.-P. Joho, Genève
R. Jung, Zürich
S. Kiliaridis, Genève
I. Krejci, Genève
J.Th. Lambrecht, Basel
N.P. Lang, Bern
T. Lombardi, Genève
H.U. Luder, Zürich
A. Lussi, Bern
H. Lüthy, Basel
C. Marinello, Basel
G. Menghini, Zürich
R. Mericske-Stern, Bern
J.-M. Meyer, Genève
A. Mombelli, Genève
W. Mörmann, Zürich
F. Müller, Genève
G. Pajarola, Zürich
S. Palla, Zürich
S. Paul, Zürich

M. Perrier, Lausanne
B. Pjetursson, Bern
M. Ramseier, Bern
M. Richter, Genève
S. Ruf, Bern
H.F. Sailer, Zürich
J. Samson, Genève
U.P. Saxer, Zürich
J.-P. Schatz, Genève
S. Scherrer, Genève
P. Schüpbach, Horgen
H. van Waes, Zürich
P. Velvart, Zürich
T. von Arx, Bern
F. Weber, Zürich
R. Weiger, Basel
A. Wichelhaus, Basel
A. Wiskott, Genève
H.F. Zeilhofer, Basel
N.U. Zitzmann, Basel

Publisher
Herausgeber
Editeur
Schweizerische Zahnärzte-Gesellschaft SSO
Société Suisse d'Odonto-Stomatologie
CH-3000 Bern 7

Adresse der wissenschaftlichen Redaktion
Prof. Jürg Meyer
Universitätskliniken für Zahnmedizin
Institut für Präventivzahnmedizin und Orale Mikrobiologie
Hebelstr. 3
4056 Basel

Avantages et limites des instruments en nickel-titane pour la préparation canalaire endodontique

Revue de la littérature récente

Résumé

Une innovation importante en odontologie a été l'introduction des instruments canaux en nickel-titane, matériau appartenant à la famille des alliages à «mémoire de forme». Les limes en NiTi montrent, en phase superélastique et à la température de travail, une flexibilité élevée.

Cette propriété est la raison principale de leur introduction et de leur utilisation en endodontie.

De manière générale, les instruments en NiTi permettent une préparation centrée et conique et le maintien de la courbure originelle du canal. Le but de ce travail est de souligner les caractéristiques, les avantages et les limites des instruments NiTi.

SILVIO TASCHIERI¹, SILVIA NECCHI²,
GABRIELE ROSANO¹, MASSIMO DEL FABBRO¹,
ROBERTO WEINSTEIN¹ et PIERRE MACHTOU³

¹ Division d'Odontologie, Hôpital Galeazzi, Université de Milan, Milan, Italie

² Ecole polytechnique de Milan, Milan, Italie

³ UFR d'Odontologie, Université Paris 7 – Denis Diderot, Paris, France

Rev Mens Suisse Odontostomatol 115: 1000–1005 (2005)

Mots clés: instruments NiTi, propriétés mécaniques

Accepté pour publication: 8 août 2005

Introduction

Les principes fondamentaux du traitement endodontique sont ceux que SCHILDER (1974) a formulés: diagnostic, mise en forme, nettoyage et scellement du système canalaire.

Ce dernier but ne peut être atteint que si le système canalaire a été «mis en forme» de manière spécifique. En effet, la morphologie du canal préparé doit être le plus possible semblable à celle du canal originel, sans butées ni perforations et sans «transport» de la portion apicale du canal. De plus, cette préparation doit aboutir à une conicité du canal uniforme, constante et jamais inférieure à 6% (RUDDLE 1994, HAIKEL et coll. 1998a). Ce type de «mise en forme» permet une irrigation efficace du système canalaire et, par conséquent, un nettoyage et une désinfection adéquats. L'importance des solutions d'irrigation et de leurs méthodes d'utilisation, ainsi que leurs participations dans le nettoyage du réseau canalaire ont été abondamment décrites dans de nombreux articles cliniques (SPANGBERG et coll. 1973, GOLDMAN et coll. 1981, GOLDMAN et coll. 1982, CASTELLUCCI 1993, BERUTTI & MARINI 1996, BERUTTI et coll. 1997, BECKER & WOOLLARD 2001, CANTATORE 2001, YU & SCHILDER

Auteur responsable
Dr Massimo Del Fabbro
Università di Milano, Istituto Ortopedico Galeazzi,
Via R. Galeazzi 4, 20161 Milano, Italia
Tel. +39 02 50319950, fax +39 02 66214770
E-mail: massimo.delfabbro@unimi.it

2001, RUDDLE 2001a, RUDDLE 2001b, WALTERS et coll. 2002, CLARKSON et coll. 2003, FARZANEH et coll. 2003, FRIEDMAN et coll. 2003).

Une innovation importante dans l'étape de mise en forme canalaire a été l'introduction des limes en nickel-titane, matériau appartenant à la famille des alliages à «mémoire de forme». Ces instruments ont rapidement montré leur supériorité par rapport aux instruments aciers similaires, pour ce qui est des caractéristiques de mise en forme canalaire. Nous avons essayé de relever les avantages et les limites des instruments NiTi et cela en fonction des caractéristiques du matériau et de leur géométrie.

Matériel et méthodes

Une revue de la littérature à ce sujet a été réalisée à partir de la base de données de Medline de 1966 à 2004 via l'interface PubMed et Ovid.

Les mots clés utilisés pour la recherche ont été: «NiTi endodontic instruments», «NiTi rotary endodontic instruments», «mechanical properties AND endodontic instruments», «mechanical properties AND endodontic files», «wear AND NiTi endodontic files», «wear AND nickel-titanium endodontic files», «torsional properties AND NiTi endodontic files», «sterilization AND nickel-titanium endodontic instruments», «fatigue AND nickel-titanium endodontic instruments», «failure AND nickel-titanium endodontic instruments», «corrosion AND nickel-titanium endodontic instruments», «surface treatments AND nickel-titanium endodontic instruments», «endodontic motors», «effectiveness AND endodontic files», «Nitinol files».

En ce qui concerne l'étude des matériaux à mémoire de forme, des traités spécifiques de métallurgie et de mécanique des matériaux ont été consultés. Au début, on n'a pas posé de restrictions pour ce qui concerne le dessin expérimental; ensuite, on a exclu tous les articles cliniques ou expérimentaux qui ne traitaient pas en détail les propriétés mécaniques des instruments NiTi.

Résultats et discussion

La recherche réalisée par la base de données Medline en utilisant les mots clés a montré dans l'ensemble 636 articles. Après les avoir évalués sur la base du titre et du résumé, on a décidé d'en retenir effectivement 29 concernant les propriétés mécaniques des instruments NiTi.

Caractéristiques générales des alliages à mémoire de forme

Les alliages à mémoire de forme (AMF) ont la capacité de garder une configuration initiale prédéfinie et d'y revenir après avoir subi une déformation, si on les soumet à des cycles thermiques ou mécaniques appropriés (LEE et coll. 1988, SERENE et coll. 1995). Cette propriété se traduit, au niveau macroscopique, par deux comportements caractéristiques: la superélasticité et la mémoire de forme. La superélasticité, en particulier, fait référence à la capacité du matériau de subir des déformations importantes (jusqu'à 10-15%) sans montrer de déformation résiduelle permanente (AURICCHIO et coll. 2003); cette caractéristique est essentielle pour l'utilisation de ces alliages en endodontie.

En revanche, la mémoire de forme se rapporte à la capacité du matériau de présenter des déformations inélastiques lors de cycles de charge-décharge mécanique, ces déformations pouvant être récupérées par des cycles thermiques (AURICCHIO et coll. 2003). D'un point de vue cristallographique, les AMF peuvent en général présenter deux structures différentes: austénitique et

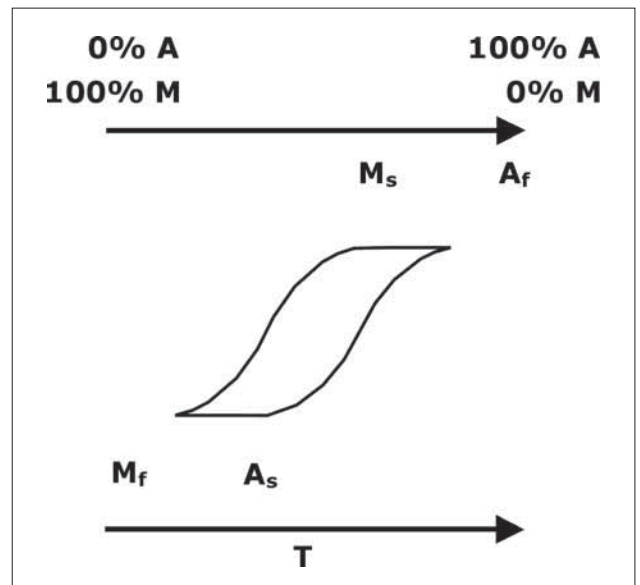


Fig. 1 Pourcentage volumique d'austénite et martensite en fonction de la température. La transformation de la phase austénitique en phase martensitique et la transformation inverse sont définies par quatre températures caractéristiques: Ms et Mf, correspondant respectivement aux températures de début et de fin de la formation de martensite; As et Af, étant respectivement les températures de début et de fin de la transformation en austénite, en considérant $Mf < As < Ms < Af$. Les structures martensitiques commencent à se former avec continuité quand il y a baisse de la température alors qu'elles régressent en se transformant en austénite quand la température augmente.

martensitique (WAYMAN & DUERIG 1990, AURICCHIO et coll. 2003). La phase austénitique est stable à haute température alors que la phase martensitique est stable à basse température. Les transformations de phase solide-solide entre austénite et martensite sont d'une manière générale fonction de la température (fig.1) et de la contrainte (THOMPSON 2000).

Caractéristiques et problématique des instruments rotatifs en NiTi

Flexibilité: les limes en NiTi montrent, en phase superélastique et à la température de travail, une flexibilité élevée et plus grande que celle des limes en acier (ANDREASEN & MORROW 1978, ANDREASEN et coll. 1985, WALIA et coll. 1988, HAIKEL et coll. 1998b, TORRISI 1999, KAZEMI et coll. 2000).

Cette propriété est la raison principale de leur introduction et de leur utilisation en endodontie.

De cette façon, les instruments en NiTi maintiennent une préparation centrée et conique, respectueuse de la courbure originale du canal et ne favorisent pas l'apparition de butées (WALIA et coll. 1988, ZMENER & BALBACHAN 1995, SCHAFFER 2001).

Résistance à la torsion: les instruments en NiTi sont moins résistants à la torsion que ceux en acier (HAIKEL et coll. 1998b). Cela est peut-être lié à leur mode d'usinage par micro-meulage et non par torsion, comme c'est le cas pour les instruments en acier. Cet usinage par meulage entraîne la formation de défauts de surface avec, par conséquent, un affaiblissement du matériau lui-même (KUHN et coll. 2001).

Rupture de fatigue: la fracture des limes rotatives en NiTi est la conséquence d'une manœuvre iatrogène qui peut sérieusement

compromettre le traitement canalair (GAMBARINI 2000). La rupture a pour cause la plus fréquente le phénomène de fatigue (PRUETT et coll. 1997, MIZE et coll. 1998, SATTAPAN et coll. 2000, LI et coll. 2002). Cette fatigue se développe par l'alternance continue de tension et de compression que l'instrument subit au niveau d'une courbure canalair.

Le phénomène de fatigue mène à la fracture de l'instrument en raison d'une contrainte cyclique d'intensité inférieure à celle de la limite de rupture.

La fracture peut donc se produire sans signe précurseur évident (HAIKEL et coll. 1999, CHAVES CRAVEIRO DE MELO et coll. 2002, MARTIN et coll. 2003). Le nombre de cycles et le niveau de la fracture dépendent des paramètres morphologiques du canal (rayon de courbure et angle de courbure) et de paramètres cliniques (calibre de l'instrument et vitesse de rotation) (PRUETT et coll. 1997).

En particulier, il apparaît que:

- en présence d'un petit rayon de courbure et/ou d'un angle de courbure plus grand, le nombre de cycles avant rupture diminue et l'instrument cède plus rapidement (PRUETT et coll. 1997, HAIKEL et coll. 1999, MARTIN et coll. 2003);
- le nombre de cycles avant rupture diminue également avec l'augmentation du calibre de l'instrument (PRUETT et coll. 1997, HAIKEL et coll. 1999, CHAVES CRAVEIRO DE MELO et coll. 2002) et de sa conicité (HAIKEL et coll. 1999);
- la vitesse de rotation, dans une plage de 750 à 2000 t/min, semble ne pas influencer de façon significative le nombre de cycles avant rupture (PRUETT et coll. 1997), alors qu'elle semble l'augmenter de 150 à 250 t/min en prolongeant ainsi la vie moyenne de l'instrument (MARTIN et coll. 2003);
- la fracture de l'instrument a toujours lieu au niveau du point de flexion maximum à l'intérieur du canal (PRUETT et coll. 1997, CHAVES CRAVEIRO DE MELO et coll. 2002).

Le *couple de torsion* est aussi un paramètre très important qu'il faut considérer, car le stress subi par l'instrument est proportionnel au couple développé le long de l'instrument. La plupart des moteurs endodontiques traditionnels sont utilisés avec des valeurs de *couple* élevé de 1 à 3,5 N·cm.

Dans les canaux courbes et calcifiés, la pointe des instruments peut se trouver bloquée; dans ce cas, l'application d'un *couple* élevé peut entraîner rapidement la fracture de cette pointe d'instrument. Idéalement, il faudrait considérer un *couple* spécifique pour chaque instrument: en général, il devrait être bas pour les instruments de petits diamètres et peu coniques, et élevé pour les instruments de diamètres plus grands et de plus grandes conicités.

Un *couple*, en mécanique, désigne l'action produisant la rotation d'un axe. Elle est ainsi nommée en raison de la façon caractéristique dont on obtient ce type d'action: un bras qui tire, un bras qui pousse, les deux forces étant égales et opposées à égale distance de l'axe. Les moteurs utilisés devraient donc avoir un système de réglage du *couple* précis pour procurer des valeurs choisies, mais cela n'est pas possible avec la plupart des moteurs traditionnels.

Par exemple, un moteur traditionnel a une plage de vitesse allant de 2000 à 8000 t/min; si l'on souhaite obtenir une réduction de la vitesse à 200-300 t/min, comme l'utilisation des instruments en NiTi l'exige, il faut utiliser un facteur de réduction élevé; comme la puissance du moteur est toujours constante, le *couple* augmente de manière inversement proportionnelle à la vitesse ($P = \omega \cdot C$, P étant la puissance, ω la vitesse angulaire et C le *couple*).

De toute façon, de nouveaux moteurs, dotés d'un système de réglage du *couple* précis et capables de produire un *couple* infé-

rieur à 1 Ncm, sont maintenant commercialisés (GAMBARINI 2000, GAMBARINI 2001). Leur utilisation permet d'augmenter le nombre de cycles avant rupture des instruments (GAMBARINI 2001).

La technique de mise en forme utilisée peut également influencer le nombre de cycles avant rupture. En associant, par exemple, un mouvement de «va et vient» au mouvement de rotation de l'instrument lorsque ce dernier travaille dans le canal, il est possible de répartir les contraintes maximales sur une plus grande partie de la lame de l'instrument (LI et coll. 2002).

La rupture par fatigue peut être subdivisée en trois stades (PRUETT et coll. 1997, CHAVES CRAVEIRO DE MELO et coll. 2002): la formation d'une fêlure d'abord, la propagation de la fêlure de la périphérie vers le centre de l'instrument, et enfin la fracture ductile, bien caractérisée au centre de la section. Cette fracture, avec formation de microcratères sur la surface (HAIKEL et coll. 1999, KAZEMI et coll. 2000), est caractéristique et se différencie de celle des instruments en acier, qui, au contraire, se cassent de façon nette (KAZEMI et coll. 2000).

Efficacité de coupe: l'efficacité de coupe d'un instrument peut être exprimée par rapport à la quantité de dentine éliminée par unité d'énergie émise. Elle est en fonction (HAIKEL et coll. 1998a) du matériau et de la dimension de l'instrument, et de la géométrie de la section et des bords coupants (fig. 2-3).

L'efficacité de coupe des limes en NiTi se révèle inférieure à celle des limes traditionnelles en acier, si on l'évalue en utilisant des blocs en résine plastique (HAIKEL et coll. 1998a). Si, au contraire, l'évaluation a lieu en travaillant sur des blocs de dentine, le résultat est inverse (KAZEMI et coll. 1996).

Effet de la stérilisation: la stérilisation à l'autoclave à vapeur d'eau, à l'autoclave Statim et à l'aide d'un stérilisateur à chaleur sèche

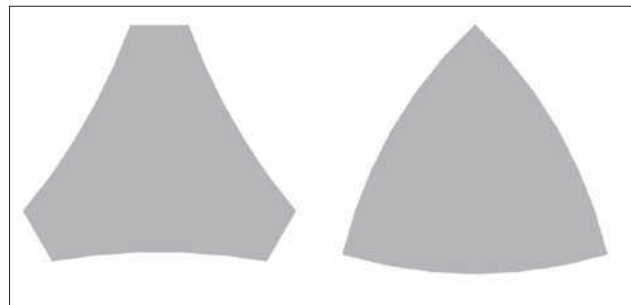


Fig. 2 Exemples de géométries des sections des instruments en NiTi

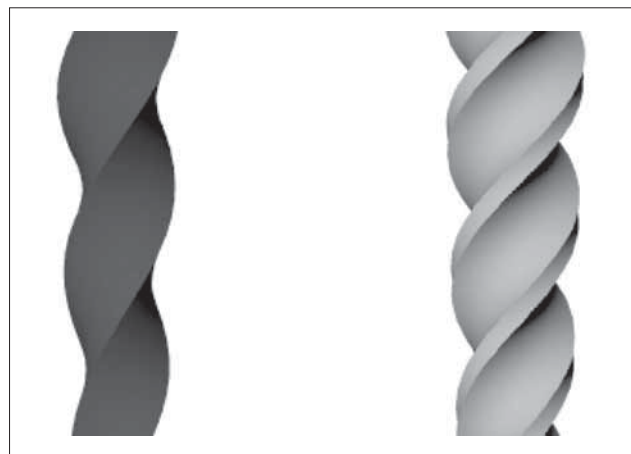


Fig. 3 Exemples de géométries des bords tranchants des instruments en NiTi

ne semble pas abaisser la résistance à la torsion des instruments en NiTi, mais plutôt l'augmenter (SILVAGGIO & HICKS 1997, HILT et coll. 2000). En ce qui concerne la résistance à la fatigue, certains auteurs la trouvent inchangée après stérilisation à l'autoclave (MIZE et coll. 1998), alors que d'autres soutiennent que des stérilisations répétées augmentent le nombre de cycles avant rupture (CHAVES CRAVEIRO DE MELO et coll. 2002). La capacité de coupe, évaluée dans des canaux en plastique, semble être abaissée par la stérilisation à l'autoclave (RAPISARDA et coll. 1999, SCHAFER 2002).

Effet des traitements de surface: divers revêtements superficiels ont été récemment testés, comme l'enrichissement en azote dans le but d'augmenter la dureté et la résistance à l'usure des instruments.

Ces revêtements peuvent être obtenus par implantation ionique, nitruration thermique et électro-déposition.

Les limes traitées par ces procédés montrent une plus grande résistance à l'usure et plus d'efficacité de coupe (RAPISARDA et coll. 2000, RAPISARDA et coll. 2001, TRIPI et coll. 2003).

Effet de l'hypochlorite de sodium: certains produits d'irrigation utilisés dans le traitement canalaire développent des effets chimiques sur les instruments qui peuvent réduire leurs niveaux d'efficacité. La corrosion influe négativement sur les caractéristiques des surfaces métalliques, en les rendant poreuses et en y formant des petites lacunes et dépressions. Ainsi, une diminution de l'efficacité de coupe des limes a été notée (STOKES et coll. 1999). Cependant, certains auteurs ont pu démontrer que l'efficacité de coupe des instruments en NiTi n'était pas altérée de façon statistiquement significative par l'utilisation clinique de l'hypochlorite de sodium (NaOCl) (HAIKEL et coll. 1998b).

Standard de fabrication des instruments: les standards pour la fabrication et les tests des instruments endodontiques sont définis par la norme ADA/ANSI n° 28 (PRUETT et coll. 1997, SATTAPAN 2000). Cette norme définit des standards mécaniques sur la base de tests statiques (test de flexibilité et de résistance à la torsion par rapport à la mesure du moment angulaire à 45°, flexion angulaire à la fracture, couple à la fracture en rotation horaire) qui ne sont cependant pas appropriés pour vérifier les caractéristiques dynamiques des instruments rotatifs mécanisés. Si l'on considère la tendance élevée de ces instruments à se fracturer par fatigue, il est évident que l'on doit envisager l'opportunité d'inclure dans les normes existantes la définition de procédures nécessaires à la réalisation de tests dédiés à ce type d'instruments, afin de vérifier la résistance au phénomène de fatigue (HAIKEL et coll. 1999).

Conicité variable des instruments NiTi: les instruments traditionnels standardisés ISO, qui prédominaient sur le marché jusqu'à peu, présentaient tous une conicité fixe, c'est-à-dire la même conicité sur tous les instruments ou une conicité fixe le long de l'instrument. Cette conicité était de 0,02 ou 2% (le diamètre de l'instrument augmentant de 0,02 mm par millimètre de longueur de l'instrument) (fig. 4).

La forme du canal obtenu en utilisant ce type d'instruments est tronconique, impliquant en cela d'utiliser les instruments en step-back pour obtenir une conicité canalaire supérieure à 2%, telle que désirée actuellement. Cependant, ce type de technique a le désavantage de créer une morphologie canalaire télescopique plutôt qu'un tronc de cône, ce qui exige de la part du praticien une certaine habileté pour effacer les zones de transition entre les sections canalaires, et pour obtenir une mise en forme continue.

Ces dernières années, les instruments en nickel-titane ont été développés avec des conicités différentes, soit avec des conicités

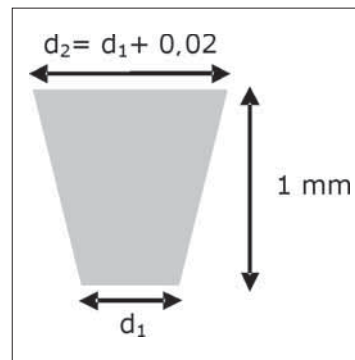


Fig. 4 Conicité de 0,02: le diamètre augmente de 0,02 mm pour chaque mm de longueur de l'instrument

fixes mais différentes d'un instrument à l'autre dans une séquence instrumentale ou un «set» d'instrument (conicités fixes de 0,02, 0,04, 0,06, 0,08, 0,10 et 0,12), soit avec des conicités variables sur un même instrument. L'utilisation de ces instruments dans leurs séquences adéquates présente l'avantage d'obtenir les conicités désirées avec un nombre réduit de passages par rapport aux instruments standardisés ISO, tout en respectant la morphologie canalaire et en diminuant le temps de travail (BUCHANAN 2000).

Conclusions

Pour respecter les principes fondamentaux du traitement endodontique, la mise en forme canalaire doit créer un espace de forme tronconique, décroissant à partir de l'accès coronaire jusqu'au foramen apical, tout en respectant l'anatomie du réseau canalaire originel. Cette préparation devra en outre maintenir le foramen apical à sa dimension et sa position naturelles. Depuis leurs premiers essais cliniques (WALIA et coll. 1988), les instruments NiTi, par leur grande flexibilité et leur meilleure résistance à la torsion et à l'usure, ont remplacé les laborieuses (mais fiables) récapitulations de l'école de Schilder, exécutées avec une instrumentation en acier.

Cette innovation a rapidement donné des résultats positifs dans la diminution du temps de travail, dans l'amélioration de la qualité moyenne de la mise en forme canalaire et dans la facilité d'utilisation des instruments en NiTi, avec une courbe d'apprentissage plus courte tant pour les praticiens que pour les étudiants.

La préparation canalaire n'a pas été révolutionnée par le NiTi seulement, mais aussi par le dessin des limes et des pointes d'instruments. Avec cette nouvelle instrumentation, la standardisation et les conicités fixes ont été abandonnées, et les techniques ont aussi été changées.

Néanmoins, les instruments standards en acier ne doivent pas être abandonnés car ils facilitent, sécurisent et complètent toujours l'instrumentation NiTi dans la pratique clinique.

La difficulté de mise en forme des courbures apicales abruptes du canal radiculaire représente une limite à l'utilisation des instruments rotatifs en NiTi; le risque de fracture de l'instrument reste tout de même un événement dépendant des capacités du praticien, des caractéristiques de l'instrument et de la morphologie du réseau canalaire.

La capacité d'interpréter la radiographie initiale, de bien comprendre la morphologie du réseau canalaire (après exploration par des limes manuelles fines en acier), la connaissance des limites des instruments utilisés et l'expérience clinique, optimisée par l'utilisation d'aides optiques, restent les éléments décisifs pour l'obtention d'une mise en forme canalaire adéquate.

Summary

TASCHIERI S, NECCHI S, ROSANO G, DEL FABBRO M, WEINSTEIN R, MACHTOU P: **Advantages and limits of Nickel-Titanium instruments for root canal preparation. A review of the current literature** (in French). *Rev Mens Suisse Odontostomatol* 115: 1000–1005 (2005)

In recent years, an important innovation in the field of dentistry has been the introduction of nickel-titanium alloy instruments. Superelasticity and shape memory are the main mechanical properties of this alloy which prompted its use in endodontics. Due to these characteristics, NiTi instruments have been demonstrated to preserve the original anatomy, the shape and position in space of the apical foramen. This literature review of mechanical properties of NiTi endodontic instruments aims to provide clinicians with a better understanding of their advantages and limits.

Zusammenfassung

Durch die Einführung von Nickel-Titan-Legierungen für endodontische Instrumente wurden in den letzten Jahren bedeutende Fortschritte in der Zahnmedizin erreicht. Die mechanischen Eigenschaften dieser Legierungen, Superelastizität und «shape memory» sind eine ideale Voraussetzung für eine effiziente Wurzelkanalbehandlung. Durch diese Materialeigenschaften der Nickel-Titan-Instrumente können Wurzelkanäle aufbereitet werden, ohne die Anatomie des Endodontes zu verändern. Dieser Bericht fasst die Literatur der letzten Jahre über Nickel-Titan-Instrumente zusammen und zeigt ihre Vorteile und Grenzen auf.

Bibliographie

- ANDREASEN G F, MORROW R E: Laboratory and clinical analyses of Nitinol wire. *Am J Orthod* 73: 142–151 (1978)
- ANDREASEN G, WASS K, CHAN K C: A review of superelastic and thermodynamic Nitinol wire. *Quintessence Int* 9: 623–626 (1985)
- AURICCHIO F, PETRINI L, CACCIAFESTA V, PIETRABISSA R: On the mechanics of superelastic orthodontical appliances. In: *Dental Biomechanics*. 1st ed. Taylor & Francis, London and New York, pp 132–158 (2003)
- BECKER T D, WOOLLARD G W: Endodontic irrigation. *Gen Dent* 49: 272–276 (2001)
- BERUTTI E, MARINI R: A scanning electron microscopic evaluation of the debridement capability of sodium hypochlorite at different temperatures. *J Endod* 22: 467–470 (1996)
- BERUTTI E, MARINI R, ANGERETTI A: Penetration ability of different irrigants into dentinal tubules. *J Endod* 23: 725–727 (1997)
- BUCHANAN L S: The standardized-taper root canal preparation – Part 1. Concepts for variably tapered shaping instruments. *Int Endod J* 33: 516–529 (2000)
- CANTATORE G: L'irrigation de l'endodonte: importance dans le nettoyage et la stérilisation du réseau canalaire. *Réal Clin* 12: 185–201 (2001)
- CASTELLUCCI A: La preparazione della cavità endodontica. In: CASTELLUCCI A (Ed.): *Endodonzia*. Edizioni Odontoiatriche Il Tridente, Prato, Italy, pp. 374–391 (1993)
- CHAVES CRAVEIRO DE MELO M, GUIOMAR DE AZEVEDO BAHIA M, LOPES BUONO V T: Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 28: 765–769 (2002)
- CLARKSON R M, PODLICH H M, SAVAGE N W, MOULE A J: A survey of sodium hypochlorite use by general dental practitioners and endodontists in Australia. *Aust Dent J* 48: 20–26 (2003)
- FARZANEH M, ABITBOL S, LAWRENCE H, FRIEDMAN S: The Toronto study: outcome of initial endodontic treatment-Phase 2. *J Endod* 29: 296 (2003)
- FRIEDMAN S, ABITBOL S, LAWRENCE H P: Treatment outcome in endodontics: the Toronto study. Phase 1: initial treatment. *J Endod* 29: 787–793 (2003)
- GAMBARINI G: Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. *Endod Dent Traumatol* 16: 95–100 (2000)
- GAMBARINI G: Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low- and high-torque endodontic motors. *J Endod* 27: 772–774 (2001)
- GOLDMAN L B, GOLDMAN M, KRONMAN J H, LIN P S: The efficacy of several irrigating solutions for endodontics: a scanning electron microscopic study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 52: 197–204 (1981)
- GOLDMAN M, GOLDMAN L B, CAVALERI R, BOGIS J, LIN P S: The efficacy of several endodontic irrigating solutions: a scanning electron microscopic study: Part 2. *J Endod* 8: 487–492 (1982)
- HAIKEL Y, SERFATY R, WILSON P, SPEISSER J M, ALLEMANN C: Mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. *J Endod* 24: 731–735 (1998a)
- HAIKEL Y, SERFATY R, WILSON P, SPEISSER J M, ALLEMANN C: Cutting efficiency of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. *J Endod* 24: 736–739 (1998b)
- HAIKEL Y, SERFATY R, BATEMAN G, SENGER B, ALLEMANN C: Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 25: 434–440 (1999)
- 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* 26: 76–80 (2000)
- KAZEMI R B, STENMAN E, SPANGBERG L S: Machining efficiency and wear resistance of nickel-titanium endodontic files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 81: 596–602 (1996)
- KAZEMI R B, STENMAN E, SPANGBERG L S: A comparison of stainless steel and nickel-titanium H-type instruments of identical design: torsional and bending tests. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 90: 500–506 (2000)
- KUHN G, TAVERNIER B, JORDAN L: Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *J Endod* 27: 516–520 (2001)
- LEE J H, PARK J B, ANDREASEN G F, LAKES R S: Thermomechanical study of NiTi alloys. *J Biomed Mater Res* 22: 573–588 (1988)
- LI U M, LEE B S, SHIH C T, LAN W H, LIN C P: Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *J Endod* 28: 448–451 (2002)
- 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* 36: 262–266 (2003)
- MIZE S B, CLEMENT D J, PRUETT J P, CARNES D L JR: Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 24: 843–847 (1998)
- PRUETT J P, CLEMENT D J, CARNES D L JR: Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 23: 77–85 (1997)
- RAPISARDA E, BONACCORSO A, TRIPI T R, GUIDO G: Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium

- endodontic files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 88: 343–347 (1999)
- RAPISARDA E, BONACCORSO A, TRIPI T R, FRAGALK I, CONDORELLI G G: The effect of surface treatments of nickel-titanium files on wear and cutting efficiency. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 89: 363–368 (2000)
- RAPISARDA E, BONACCORSO A, TRIPI T R, CONDORELLI G G, TORRISI L: Wear of nickel-titanium endodontic instruments evaluated by scanning electron microscopy: effect of ion implantation. *J Endod* 27: 588–592 (2001)
- RUDDLE C J: Endodontic canal preparation: Breakthrough cleaning and shaping strategies. *Dent Today* 13: 44–49 (1994)
- RUDDLE C J: Current concepts for preparing the root canal system. *Dent Today* 20: 76–83 (2001a)
- RUDDLE C J: Ch. 8, Cleaning and shaping root canal systems. In: Cohen S, Burns R C (Eds.): *Pathways of the pulp*. 8th ed. Mosby, St. Louis, pp 231–291 (2001b)
- SATTAPAN B, PALAMARA J E, MESSER H H: Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *J Endod* 26: 156–160 (2000)
- SCHAFFER E: Shaping ability of Hero 642 rotary nickel-titanium instruments and stainless steel hand K-Flexfiles in simulated curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 92: 215–220 (2001)
- SCHAFFER E: Effect of sterilization on the cutting efficiency of PVD-coated nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J* 35: 867–872 (2002)
- SCHILDER H: Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am* 18: 269–296 (1974)
- SERENE T P, ADAMS J D, SAXENA A: *Nickel-Titanium Instruments: Applications in Endodontics*. Mosby, St Louis, USA: Ishiyaku Euro America, Inc. (1995)
- SILVAGGIO J, HICKS M L: Effect of heat sterilization on the torsional properties of rotary nickel-titanium endodontic files. *J Endod* 23: 731–734 (1997)
- SPANGBERG L, ENGSTROM B, LANGELAND K: Biological effects of dental materials. Toxicity and antimicrobial effect of endodontic antiseptics in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 36: 856–871 (1973)
- STOKES O W, FIORE P M, BARSS J T, KOERBER A, GILBERT J L, LAUTENSCHLAGER E P: Corrosion in stainless-steel and nickel-titanium files. *J Endod* 25: 17–20 (1999)
- THOMPSON S A: An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 33: 297–310 (2000)
- TORRISI L: The NiTi superelastic alloy application to the dentistry field. *Biomed Mater Eng* 9: 39–47 (1999)
- TRUPI T R, BONACCORSO A, CONDORELLI G G: Fabrication of hard coatings on NiTi instruments. *J Endod* 29: 132–134 (2003)
- WALIA H M, BRANTLEY W A, GERSTEIN H: An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod* 14: 346–351 (1988)
- WALTERS M J, BAUMGARTNER J C, MARSHALL J G: Efficacy of irrigation with rotary instrumentation. *J Endod* 28: 837–839 (2002)
- WAYMAN C M, DUERIG T W: An introduction to martensite and shape memory. In: *Engineering aspect of shape memory alloys*. Butterworth-Heinemann, pp 3–20 (1990)
- YU D C, SHILDER H: Cleaning and shaping the apical third of a root canal system. *Gen Dent* 49: 266–270 (2001)
- ZMENER O, BALBACHAN L: Effectiveness of nickel-titanium files for preparing curved root canals. *Endod Dent Traumatol* 11: 121–123 (1995)