

Piero Alessandro Marcoli  
Silvia Pizzi  
Filippo Ceresini

Università degli Studi di Parma  
Istituto di Clinica Odontoiatrica  
Direttore: Prof. Mauro Bonanini  
Cattedra di Odontoiatria Conservatrice  
Titolare: Prof. Silvia Pizzi

Corrispondenza:  
Dott. Piero Alessandro Marcoli  
Via P. Marone, 16 - 25121 Brescia  
Tel. 030.47050 - Fax 030.3757607  
E-mail: sandromarcoli@tin.it

# Gli strumenti endodontici al nichel-titanio: revisione della letteratura

Nickel-titanium endodontic instruments. A review of the literature

## RIASSUNTO

In questo lavoro si è effettuata una revisione della letteratura sugli strumenti endodontici in nichel-titanio.

Il primo studio in campo endodontico delle leghe al nichel-titanio si deve a Walia et al. nel 1988; tu questo studio a dimostrare la flessibilità, resistenza e capacità di taglio della lega in base alle sue caratteristiche chimico-fisiche.

Le leghe al nichel-titanio usate in odontoiatria sono di composizione equiatomica che, approssimativamente, corrisponde al 55% in massa di nichel ed al 45% in massa di titanio (alcuni strumenti presentano anche tracce di magnesio, manganese ed argento).

Tra le proprietà più significative del nichel-titanio abbiamo:

**superelasticità**, cioè la capacità delle leghe metalliche di ritornare alla forma originale dopo aver subito una deformazione significativa;

**resilienza** è la capacità della lega di assorbire energia trasmettendogli senza che si deformi o si fratturi;

**resistenza alla fatica**: il titanio è un elemento di elevata forza rapportata al suo peso; la sua presenza all'interno della lega fa sì che si elevi il rapporto forza - peso;

**capacità di taglio**, consentita dal particolare disegno delle spire ed esaltata dalla possibilità di utilizzare questi strumenti con motori;

**longevità** legata alla stabilità ambientale che consente ai processi di corrosione di indebolire meno le leghe Ni-Ti; rispetto all'acciaio.

Sostanzialmente i disegni delle lame costruite in nichel-titanio sono 3:

1. disegno tipo Hedström modificato (sono strumenti manuali);
2. disegno con superficie lavorante a due o più lame a spirale (strumenti rotanti);
3. disegno con più scanalature (strumenti rotanti) di tipo U-files ed H-files.

La punta può essere tagliente oppure no.

Le conicità sono diverse, a partire da uno .02 sino ad arrivare ad uno .12, ed anche il

diametro apicale varia in funzione dello strumento.

Tra le caratteristiche più peculiari del nichel-titanio, grazie alla sua superelasticità, rispetto al tradizionale acciaio vi è la possibilità di lavorare nel canale in modo centrato senza la tendenza a rettificare il canale stesso.

Le metodiche di sterilizzazione sembrano influire solo parzialmente sulle proprietà fisiche, con un ruolo decisamente inferiore rispetto all'atto clinico.

L'affaticamento meccanico (dovuto all'uso clinico protratto) pare essere maggiormente responsabile, rispetto ai procedimenti di sterilizzazione, della riduzione della capacità di taglio, forza torsionale, flessibilità e resistenza alla frattura degli strumenti in nichel-titanio.

Il grave difetto degli strumenti in nichel-titanio, riscontrabile clinicamente ed emergente in molti lavori, è la maggior possibilità di frattura rispetto allo strumentario in acciaio. Tra le motivazioni esaminate come causa di tali fratture troviamo essenzialmente la rotazione continua che tiene in tensione e compressione gli strumenti. Aumentano le probabilità di frattura la velocità d'utilizzo, la pressione esercitata, l'uso ripetuto che porta ad affaticamento della lega, la ridotta lubrificazione che determina un aumento d'attrito, le difficoltà anatomiche del canale. Concludendo vengono esaminate le caratteristiche e le modalità di utilizzo dei più noti strumenti al nichel-titanio in commercio.

**Parole chiave:**

**Strumenti endodontici. Ni-Ti.**

## ABSTRACT

This is a review of the literature on nickel-titanium endodontic instruments.

Walia et al. were the first to study and demonstrate the flexibility, strength and cutting power of this alloy, thanks to its chemical-physical properties in 1988.

The nickel-titanium alloys used in dentistry have an equiatomic composition which approximately corresponds to 55% by mass of

nickel and 45% by mass of titanium: several instruments also prove to contain traces of magnesium, manganese and silver.

The most significant properties of nickel-titanium are:

**super-elasticity**, in other words the ability metal alloys have to return to their original shapes after suffering significant deformation;

**resilience**, the alloy's ability to absorb energy transmitted to it without deforming or fracturing;

**fatigue resistance**: titanium has a high force-weight ratio: its presence in the alloy raises the force-weight ratio;

**cutting capacity**: permitted by the particular design of the turns, exalted by the possible motorised use of these instruments;

**longevity**: this is tied to environmental stability which prevents corrosion processes from weakening Ni-Ti alloys to a greater extent than with steel.

Substantially, there are 3 designs of nickel-titanium blades:

1. the modified Hedström type design - these are manual instruments;
2. the design with two or more spiral blade working surfaces - rotating instruments;
3. the design with several grooves - rotary instruments of the U-file and H-file type.

The tip may or may not be sharp.

Different tapers are available, starting from 0.02 al the way to 0.12. and the apex diameter varies depending on the instrument.

One of the special characteristics of nickel-titanium is that offering the possibility of working true in the canal, without the tendency of grinding the canal itself, thanks to its super-elasticity compared to traditional steel.

It appears that sterilisation methods influence its physical properties only partially, playing a decidedly inferior role compared to clinical practice.

Mechanical fatigue - due to prolonged clinical use - would seem to be more responsible for the reduced cutting capacity, torsional strength, flexibility and fracture resistance of nickel-titanium instruments, than sterilisation procedures.

The one serious, clinically demonstrable defect of nickel-titanium instruments which

Marcoli PA, Pizzi S, Ceresini F. Gli strumenti endodontici al nichel-titanio: revisione della letteratura *G It Endo* 2000; 4: 183-202

emerges in many works, is its greater possibility of fracturing compared to steel instruments.

Among the reasons examined as the cause of these fractures we essentially find the continuous rotation which keeps these instruments under tension and compressed. The possibility of fracture increases with the speed of use, the pressure exerted, repeated use that leads to fatigue of the alloy, the reduced lubrication causing increased friction and the anatomical difficulties of the canal.

In conclusion, we examine the characteristics and methods of use of the most well known nickel-titanium instruments on sale.

**Key words:**

**Endodontic instruments. Ni-Ti.**

## INTRODUZIONE

Le continue ricerche ed i continui studi su nuovi materiali portano in tutte le branche dell'Odontoiatria importanti innovazioni; si può pertanto affermare che, con l'avvento degli strumenti rotanti al nichel-titanio, l'Endodonzia è senza dubbio il settore più sconvolto e per il quale si rende maggiormente necessario un puntuale aggiornamento da parte di tutti gli addetti ai lavori.

Proprio sfruttando le caratteristiche fisico-chimiche della lega nichel-titanio si stanno superando alcuni principi che nella terapia canalare erano considerati veri e propri dogmi difficilmente superabili: arrivare al terzo apicale con strumenti rotanti o sostituire le affidabili ricapitolazioni della scuola di Schilder con tecniche Crown-down prima dell'introduzione di questa novità avrebbero sicuramente sollevato, oltre che perplessità e scetticismo, anche disappunto e incredulità da parte di molti. Attualmente invece, dopo innumerevoli ricerche, studi, esperimenti e dimostrazioni, le conoscenze e, di conseguenza, la fiducia in questi nuovi strumenti, stanno facendo sì che l'avvicinamento a queste nuove tecniche da parte degli operatori sia più semplice e produttivo in termini di risultati, tempi operativi e, non da ultimo, facilità operatoria.

La lega nichel-titanio, già nota all'Odontoiatria per il suo utilizzo in Ortognatodonzia e in Chirurgia ortopedica, presenta indiscussi vantaggi in terapia canalare che sono resi possibili dalle principali caratteristiche fisiche del nichel-titanio legate ad una particolare configurazione del reticolo cristallino che si riorganizza diversamente a seconda dell'apporto di energia meccanica o termica; ciò conferisce alla lega un'importante superelasticità e memoria di forma (quest'ultima utile solo all'ortodonzia perché non permette di precurvare gli strumenti). Altre caratteristiche sono fondamentali e sfruttate in Endodonzia: un'elevata resistenza alla fatica, alla flessione e alla torsione, maggior capacità di taglio, longevità e precisione nel disegno delle lame (essendo lavorate per micromolaggio anziché torsione); va premesso anche che con le nuove tecniche si sono aggiunti diversi parametri di misurazione degli strumenti, aggiungendo alla classica standardizzazione dell'acciaio, che presentava una conicità di 0,02, una tanto innovativa quanto efficace conicità progressiva.

Quanto detto fin ora non deve far pensare che sia stato scoperto il materiale ideale; questi strumenti, infatti, oltre a presentare alcuni svantaggi richiedono, durante il loro utilizzo, precisi accorgimenti che, se non rispettati, inevitabilmente portano all'irrimediabile insuccesso. A tutto ciò va aggiunta la grande quantità di strumenti progettati da tutte le case produttrici che, se da una parte può soddisfare tutte le esigenze, dall'altra può aumentare le incertezze di scelta che, in un mercato vasto, recente e a volte addirittura selvaggio come quello di questi nuovi strumenti, sono sempre difficili e spesso non supportate da conoscenze di letteratura o di esperienza personale.

Cercheremo quindi di sottolineare tutte le caratteristiche delle leghe Ni-Ti e di proporre un'analisi dei principali strumenti in commercio evidenziandone le proprietà, le tecniche di utilizzo e il confronto con gli "strumenti di prima e seconda generazione" in acciaio.

## CENNI STORICI

A cavallo tra il XIII e XIX sec. i primi dentisti incominciarono a parlare di cauterizzazione e rimozione del tessuto pulpare. Nel 1847 Truman introdusse la guttaperca come materiale per otturazione. Nel 1875 si arrivò ai primi strumenti a scopo endodontico con la fabbricazione di primitivi fili in acciaio (per di più realizzati a mano) che, per la loro elevata rigidità, funzionavano come i tiranervi di oggi. Erano comunque anni in cui il ruolo della detersione e sagomatura dei canali radicolari era decisamente secondario rispetto all'otturazione canalare.

Come tutte le branche mediche ed odontoiatriche anche l'Endodonzia (allora non certamente considerata scienza meritevole di attenzioni) arrivò ad una svolta importante quando, all'inizio di questo secolo, si applicò la radiografia per la diagnosi dentale in coincidenza con l'avvento dell'anestesia locale e nuove conoscenze in campo batteriologico.

Nel 1932 Skillen sottolineò l'importanza di alesare le pareti rimuovendo ogni residuo e, sulla base di queste affermazioni, si svilupparono i primi coni d'argento e d'oro corrispondenti alle dimensioni delle lime che erano allora in uso.

Il materiale utilizzato in quegli anni era l'acciaio di carbonio, molto rigido e fragile e proprio in coincidenza con la standardizzazione degli strumenti, che si rendeva ormai indispensabile, nel 1961 si adottò l'acciaio inossidabile, oltre alla differenziazione degli strumenti in numeri e colori codificati.

Soltanto nel 1976 però, il Consiglio dei Materiali e Strumenti Dentali dell'American Dental Association approvò la specifica n. 28 dell'A.D.A. nella quale si stabilirono le norme per la classificazione di lime e allargacanal, oltre che le proprietà fisiche richieste, procedimenti per le indagini e i test della campionatura.

Erano anni di grande crescita per l'Endodonzia, inevitabilmente diventata di routine negli studi grazie anche all'avvento di questi "strumenti di prima generazione" (1). L'introduzione, estremamente recente, della lega nichel-titanio, come materiale costituente gli strumenti endodontici, non deve far pensare che questo sia un materiale sco-

nosciuto per l'odontoiatria.

Questa lega infatti è conosciuta dal 1960 quando Buchler e Wong, studiando leghe superiori per costruzioni navali al Naval Ordnance Laboratory di Silver Spring Maryland, la scoprirono casualmente, denominandola allora Nitinol, e si intuì presto il possibile utilizzo in campo medico (2, 3).

Nel 1971 Andreasen ha proposto l'uso di una lega Nitinol 55 (55% Nichel, 1,5% cobalto, il resto in titanio) per la realizzazione di fili ortodontici prodotti e commercializzati dalla Unitek Corporation (sotto il nome commerciale di Nitinol) (2).

Anche se negli anni subito seguenti alcuni studiosi consigliarono l'applicazione di Ni-Ti nella costruzione di lime endodontiche, occorre aspettare il 1988 con la sperimentazione proposta da Walia et al. che dimostrarono la maggior flessibilità (almeno 2-3 volte) rispetto all'acciaio, oltre ad una maggior resistenza a forze torsionali e alla frattura (4-6).

Da allora il crescente utilizzo clinico di questa lega come strumento endodontico è accompagnato ad una continua modifica di forme e disegno dello strumento stesso dal momento che le caratteristiche del nichel-titanio possono e devono essere esaltate dalla forma.

## CARATTERISTICHE CHIMICO-FISICHE DELLA LEGA NICHEL-TITANIO

Il primo studio in campo endodontico delle leghe al nichel-titanio si deve a Walia et al. nel 1988: fu questo studio a dimostrare la flessibilità, resistenza e capacità di taglio della lega in base alle sue caratteristiche chimico-fisiche (4-6).

Le leghe al nichel-titanio usate in odontoiatria sono di composizione equiatomica che, approssimativamente, corrisponde al 55% in massa di nichel ed al 45% in massa di titanio (7) (alcuni strumenti presentano anche tracce di magnesio, manganese ed argento) (2).

Le proprietà dipendono dalla natura di composti intermetallici; la lega nichel-titanio ha la capacità di cristallizzare in 3 fasi diverse e naturalmente dipendenti dal trattamento e dalla temperatura e dall'uso clinico.

Queste 3 fasi sono:

**AUSTENITE** (o fase austenitica): è la fase più stabile, a reticolo cubico a corpo centrato.

**MARTENSITE** (o fase martensinica): è la fase meno stabile ma più duttile, a reticolo esagonale compatto.

**INTERMEDIA** (o fase R): è la fase di miscuglio delle altre due in cui vi sono piani gemellari su cui atomi di Ni e Ti si riorganizzano in reticolo; i piani gemellari sono piani cristallini opposti e paralleli della struttura reticolare secondo direzioni cristallografiche ben definite (2, 7-11).

Per ciascuna di queste fasi cristalline esiste in un ben determinato intervallo di temperature:

**As** temperatura di inizio trasformazione austenitica (+27°);

**Af** temperatura di fine trasformazione austenitica (+60°);

**Ms** temperatura di inizio trasformazione martensinica (-43°);

**Mf** temperatura di inizio trasformazione martensinica (-110°);

**Rs** temperatura di inizio trasformazione fase R.

Da uno studio di Rong Echen si deduce che per tutte le leghe le temperature di impiego clinico si trovano al di sopra di As e comprese in Af (2).

Ne deriva che, a riposo, predominano fasi austenitiche e fasi R, in cui la lega è in uno stato di maggior stabilità.

Fornendo energia termica o meccanica (es. torsione della lima o piegatura del filo) l'equilibrio si sposta verso la fase martensinica: si ha così un peculiare fenomeno di variazione di forma cristallografica con formazione di reticolo esagonale compatto.

Ed è proprio nella fase martensinica che la lega manifesta le sue caratteristiche più importanti quali superelasticità e memoria di forma (caratteristiche peraltro tipiche di pochissime leghe); infatti questa fase è quella più duttile e debole, in cui la lega è più facilmente deformabile; quindi la superelasticità viene esaltata.

Proprio perché tale trasformazione martensinica non avviene per diminuzione della temperatura al di sotto di Ms, ma per sollecitazione meccanica, tale passaggio è completamente reversibile ed al cessare della sollecitazione (quindi di Energia termica o

meccanica) il nichel-titanio torna alla fase di maggior stabilità riorganizzandosi in reticolo austenitico.

Da quanto esposto si sviluppano facilmente 2 considerazioni:

1. come sia importante la somministrazione di Energia in modo costante
2. come sia possibile avere ampie deformazioni senza che si determini un riarrangiamento strutturale irreversibile (ma quindi anche l'impossibilità di precurvare lo strumento) (8, 12).

Analizzeremo di seguito le caratteristiche fisiche della lega nichel-titanio:

## Superelasticità

È la proprietà delle leghe metalliche di ritornare alla forma originale dopo aver subito una deformazione significativa; sottoponendo ad una deformazione la lega Ni-Ti nell'intervallo di temperatura compreso tra As e Af si determina un passaggio della struttura cristallografica tipica della fase austenitica verso la fase martensinica; da questo punto in avanti si verifica una deformazione a carico costante, esclusivamente elastica (entro certi limiti) dovuta all'estrema duttilità del nuovo reticolo cristallino formato (2, 8, 13). Applicando un carico ad un filo in nichel-titanio con una flessione di 80° si ha una deformazione plastica solo di 5° quando una stessa flessione sull'acciaio determinerebbe una deformazione plastica di 60° (8, 14, 15). Il Ni-Ti esibisce così un modulo di elasticità molto basso: NT=30 gPa, mentre AI = 200 gPa (3).

Essendo queste capacità ottenute entro un intervallo ben preciso di temperatura, si intuisce l'importanza di somministrare energia meccanica omogenea e costante e come questo passaggio sia assolutamente reversibile (eliminando il carico il reticolo cristallino martensinico si trasforma nuovamente in un reticolo austenitico, permettendo alla lega di recuperare così la sua forma originale e di maggior stabilità) (2, 8, 13).

## Memoria di forma

È la capacità della lega di recuperare la forma originale dopo una deformazione plastica; si ottiene portando la lega, tramite ri-

scaldamento, nell'intervallo di temperatura compreso tra As-Af in modo che la deformazione stessa divenga reversibile al riabbassarsi della temperatura.

La memoria di forma, fenomeno particolarmente sfruttato in ortodonzia, non trova interesse in campo endodontico, anzi è il motivo che rende impossibile la precurvatura di questi strumenti anche se, come vedremo, non è un limite penalizzante (2, 8, 16).

### Resilienza

È la capacità della lega di assorbire energia trasmettendola senza che si deformi o si fratturi: si ha così la possibilità di avere strumenti che non subiscono deformazioni plastiche durante la strumentazione di canali curvi e tale fenomeno, inoltre, fornisce maggiori possibilità di riutilizzo dal momento che non vi sono modifiche permanenti della struttura tali da provocare indebolimenti strutturali estremamente pericolosi per il rischio di fratture (13).

### Resistenza alla fatica, flessione e torsione

Il titanio è un elemento di elevata forza rapportata al suo peso; la sua presenza all'interno della lega fa sì che si elevi il rapporto forza - peso garantendo così un limite di flessibilità più alto ed aumentando allo stesso tempo la resistenza alla frattura, dal momento che le forze torsionali vengono facilmente assorbite e distribuite senza creare zone di sovraccarico (anche nelle zone più deboli come la punta e negli strumenti più piccoli, notoriamente più a rischio) (13).

### Capacità di taglio

Dal momento che l'efficienza di taglio dipende dal disegno della punta, dalla sua configurazione, dalla geometria della sua sezione trasversale oltre che, naturalmente dalla lega usata, è opportuno rimandare a capitoli successivi le considerazioni riguardanti la capacità di taglio proprio per il condizionamento importante di fattori esterni alla lega stessa (3). Possiamo comunque affermare che diretta conseguenza della resistenza alla fatica è sicuramente la maggior

capacità di taglio che rende questi strumenti riutilizzabili parecchie volte, anche se questa eventualità va valutata caso per caso.

### Longevità

Grazie alla stabilità ambientale pare che i processi di corrosione indeboliscano meno le leghe Ni-Ti; rispetto all'acciaio, sembra anche che il calore (calore a secco), determinando una variazione cristallografica, possa favorire le proprietà meccaniche, possa "ringiovanire" la lega conservando più a lungo le caratteristiche fisiche (13). Naturalmente questa è una posizione non condivisa da tutti gli Autori e in gran parte smentita dalla letteratura che va valutata più approfonditamente. Anche in questo caso, quindi, per la complessità dell'argomento e la vasta letteratura in merito si rimanda a capitoli successivi che tratteranno specificamente gli effetti della sterilizzazione e dell'Ipoclorito di Sodio sugli strumenti al nichel-titanio.

### CARATTERISTICHE GENERALI DEGLI STRUMENTI NICHEL-TITANIO

I primi strumenti a norma ISO furono i K-files, i Reamers e gli Hedstrom files. Gli Hedstrom furono i primi ottenuti attraverso il micromolaggio, gli altri per torsione di un filo di acciaio. La sezione è quadrangolare per i K-files, triangolare per i reamer e rotonda con tagli a spirale per gli Hedstrom; varia anche l'angolo di inclinazione delle lame rispetto all'asse lungo dello strumento: 20° per i Reamers, 40° per i K-files, e 60° per gli Hedstrom (1, 7).

La continua ricerca per migliorare le caratteristiche degli strumenti endodontici non si è basata solo sulla modificazione della lega metallica di fabbricazione ma anche sul disegno della sezione trasversale, sulla profondità e angolo di taglio delle lame e sul disegno della punta.

La modificazione della sezione trasversale dei K-files, ad esempio, nasce dall'importanza che ha l'angolo elicoidale (l'angolo cioè tra il filo della lama e l'asse lungo dello strumento) sulla capacità di taglio (17).

Successivamente vennero ideati strumenti chiamati di seconda generazione:

☐ **file K-flex:** sezione romboidale per conferire maggior flessibilità e maggior profondità delle spire, capaci di rimuovere più detriti (presenta anche minor superficie trasversale).

☐ **file Unfile:** sezione a doppia S (ottenuta solo con micromolaggio) ma con profondità delle spire non troppo accentuata.

☐ **file S-File:** sezione simile all'Unfile ma con angolo delle spire costante per tutta la parte lavorante e profondità delle stesse che si accentua dalla punta verso il manico.

☐ **flex-R:** punta arrotondata con angolo ridotto da 75° a 35°, spire che variano in profondità a seconda del calibro dello strumento (meno profonde nei calibri inferiori).

☐ **Canal Master:** strumenti manuali per la preparazione del terzo apicale e meccanici per il terzo medio e terzo coronale; simile, a prima vista, alle frese di Gates ma con punta pilota non tagliente, parte lavorante ridotta e diametro a sezione rotonda che rimane costante.

Veniamo ora alla lega nichel-titanio che, avendo enorme memoria elastica, non può essere ottenuta con torsione di un filo ma soltanto con l'incisione dei solchi sulla superficie; il disegno e la precisione sono così molto più accurati rispetto all'acciaio (8).

Va comunque sottolineato che le lime fabbricate con torsione di un filo d'acciaio sopportano una maggior rotazione prima di fratturarsi rispetto alle lime intagliate a macchina nel metallo (18).

Gli strumenti di ultima generazione quindi devono la loro estrema flessibilità oltre che alla lega nichel-titanio, spesso anche ad una riduzione del diametro dell'asta in sezione trasversale (utile tra l'altro a migliorare l'abilità nel taglio) (19).

Recentemente sono divenuti disponibili strumenti disegnati per essere meno aggressivi e quindi utilizzabili ad elevate velocità.

La maggior parte degli strumenti endodontici tradizionali hanno un angolo di taglio positivo o negativo ma l'introduzione delle lime U-files, che presentano un angolo d'inclinazione neutro, permette di sfruttare al meglio le caratteristiche del Ni-Ti (9).

Molti strumenti al nichel-titanio sono pro-

gettati con zona di "pieno radiale" (soprattutto nei numeri più piccoli): non è altro che uno spazio piatto fra ciascun solco a spirale che riduce la capacità di taglio della lima e le sue potenzialità di indurre trasporto canalare (20). Sostanzialmente i disegni delle lame costruite in nichel-titanio sono 3:

1. Disegno tipo Hedström modificato (sono strumenti manuali)
2. Disegno con superficie lavorante a due o più lame a spirale (strumenti rotanti)
3. Disegno con più scanalature (strumenti rotanti) di tipo U-files ed H-files (8).

Appartengono agli U-file i Lightspeed, McXims, Profiles U-files .04 e .06 taper.

Negli U-files si riducono i rischi di rottura e formazione di gradini, hanno la punta a forma conica in modo che non scavi la parete e le scanalature presentano "pieni radiali" per mantenere la lima centrata nel canale e "raschiano" anziché scavare. Le scanalature sono più profonde nella parte coronale rispetto alla punta e le lame piatte consentono alla lima di avvolgersi e svolgersi prima di rompersi e impediscono l'avvitamento nella dentina (9, 14) (motivo per cui tutti i sistemi con strumenti rotanti consigliano di utilizzare strumenti Ni-Ti con sezione tipo U) (9).

Sono 3 solchi paralleli a spirale su un filo rotondo. La punta ha un angolo di transizione ottuso; gli spazi tra le scanalature non vengono affilati, creando piani di scorrimento ed ottenendo uno strumento poco aggressivo. La profondità delle scanalature consente ai detriti di accumularsi (21). Va comunque detto che gli U-files, in grado di allargare una cavità, hanno però una ridottissima capacità di taglio laterale che rende difficile, se non impossibile, l'accesso a porzioni non rotonde del canale (anastomosi, canali nastriformi) (8).

Agli H-files, più aggressivi nel taglio (simili ad Hedström) appartengono gli strumenti di McSpadden (8), con lame a doppia elica che, essendo contrapposte con due diversi angoli, agiscono scavando la dentina (9).

Wildev e Senia nel 1989 proposero strumenti definiti ad "azione apicale", dotati di una lama tagliente molto corta, una punta smussata ed un'asta non tagliente molto flessibile che, migliorando e sfruttando al massimo le caratteristiche del Ni-Ti, soprat-

tutto se utilizzate con movimento rotatorio anziché di limatura, darebbero eccellenti risultati in termini di mantenimento dell'anatomia originale.

Premesso che ormai è frequente la progettazione di nuovi strumenti da adattare a tecniche già esistenti o l'assemblaggio di nuove tecniche ideate per strumenti preesistenti (assistendo quindi alla nascita dello strumento e poi della tecnica o viceversa), si deve affrontare una più precisa analisi del disegno dei vari tipi di strumento nei capitoli che li tratteranno singolarmente.

## DISEGNO DELLA PUNTA

Un'importante novità per gli strumenti nichel-titanio rotanti è stata sicuramente l'introduzione di punte non attive; se da una parte, per l'acciaio, la punta attiva permette un più facile avanzamento, soprattutto in canali calcificati, dall'altra aumentano i rischi di tacche e perforazioni come conseguenza della deformazione del canale per maggior lavoro sulla parete esterna (22). La punta non attiva, evitando questi inconvenienti ed effettuando una preparazione più omogenea e rispettosa dell'anatomia originale (23), può però creare maggior attrito durante la progressione con aumento di stress e conseguente rischio di frattura, oltre ad una maggior spinta apicale dei detriti (15); inoltre con la punta non attiva è necessario "brunire" lo strumento contro le pareti canalari rendendo le lame impegnate per far sì che possa tagliare (9).

La ormai dimostrata e riconosciuta capacità delle leghe Ni-Ti di rimanere centrata all'interno del canale consente di sfruttare i vantaggi di una punta attiva riducendo i rischi di gradini e perforazioni (22).

La punta modificata usata con strumenti grandi in Ni-Ti determina maggior trasporto e rimozione di dentina anche se non significativamente diverse rispetto alla punta non modificata (24).

Anche se i tempi sono gli stessi, il lavoro sulle pareti cambia: nelle zone più coronali la punta attiva fa lavorare lo strumento sulla parete interna, nelle zone della curva lavora significativamente di più sulle pareti esterne ed infine in equilibrio nelle zone apicali; nelle zone più coronali invece la punta non

attiva fa lavorare lo strumento sulla parete interna mentre nella zona della curva lavora leggermente di più sulla parete esterna e sempre in equilibrio nella zona apicale (22). Va quindi ricordato che, se per l'acciaio la differenza nell'utilizzo di punta attiva o non è spesso determinante nell'incidenza di gradini e perforazioni, nel Ni-Ti abbiamo una leggera deformazione con la punta attiva che non è clinicamente significativa e soprattutto che non determina gli indesiderati pericoli grazie al lavoro sempre centrato nel canale di questi strumenti (22, 24).

È opportuno infine non dimenticare che la sensibilità tattile e la tecnica di strumentazione non sono meno importanti rispetto al disegno della punta ai fini della corretta terapia (24).

## CONICITÀ VARIABILE

Gli strumenti endodontici tradizionali, originariamente progettati per preparare canali radicolari per tecniche d'otturazione con cono singolo (d'argento o di guttaperca), presentano una conicità di tipo .02 (cioè 0,02 mm ogni mm di lunghezza, il che rende la parte lavorante di 16 mm dotata di una conicità molto modesta, di 0,32 mm dalla punta al gambo) (25, 26). Essendo ormai universalmente risaputo che la preparazione di forma conica e la sua successiva otturazione tridimensionale offrono i migliori risultati in termini di detersione, controllo apicale e quindi successo, oltre che rappresentare la forma naturale dei denti, si intuisce immediatamente come questa conicità ISO non sia sufficiente e renda complesso e lungo il lavoro di sagomatura.

Per svasare il canale con la tecnica step-back e dare conicità, la progressione degli strumenti doveva avvenire in modo uniforme e con precisione utilizzando un eccessivo numero di strumenti. Una certa dose di esperienza era necessaria per capire gli incrementi e lavorare alla profondità desiderata. Tutto questo, anche se realizzato secondo le metodiche più attente, molto spesso portava ad una eccessiva asportazione della porzione cervicale con pericolosi rischi d'indebolimento della radice e perforazione (25).

Un terzo inconveniente, frequente in opera-

tori poco esperti ma non solo, è la mancanza di uniformità tra la conicità realizzata e i materiali da utilizzare per asciugare ed otturare il canale; non esiste in pratica un metodo preciso per sapere quale conicità sia stata creata e quindi quali coni "non standardizzati" scegliere. Anche i coni di carta trovano difficoltà ad asciugare completamente la porzione apicale non essendo disponibili in molte misure (25).

I compattatori in acciaio, inoltre, possono generare lungo le pareti canalari pericolosi stress per la frattura verticale, non solo per la loro rigidità, ma anche per la mancanza di conoscenza e quindi di correlazione tra la conicità preparata e la conicità dello strumento. I più recenti compattatori costruiti in nichel-titanio, grazie alla loro flessibilità e alla possibilità di utilizzare la conicità preparata, determinano uno stress minore e soprattutto distribuito su una superficie più ampia, riducendo notevolmente i rischi di frattura verticale (vantaggio importante in particolar modo nei canali curvi) (27, 28).

Le conicità apicali create con la tecnica step-back misurano da 0,06 mm/mm a 0,12 mm/mm, il che significa che questo tipo di conicità distribuita nei 16 mm di lunghezza della parete lavorante richiederebbe strumenti di 1,1-2,1 mm di diametro alla fine del gambo e in punta solo 0,15 mm: sarebbero lime troppo rigide con elevati rischi di perforazione laterale o comunque di un eccessivo allargamento dei canali radicali indebolendo le radici (25).

È quindi logico che, anziché svasare il canale con lunghe procedure e utilizzando un numero elevato di strumenti, è più semplice svasare gli strumenti (8).

Naturalmente non è sufficiente dotare soltanto di maggior conicità gli strumenti ISO, dal momento che l'impegno nella dentina avverrebbe per tutta la lunghezza ed aumenterebbe molto la rigidità (7) ed essendo utilizzata con forza manuale ma più spesso meccanica potrebbe facilitare la rottura: disegno delle lame e azione del manipolo devono essere così ottimizzate per bilanciare l'efficacia con la sicurezza (25), naturalmente sfruttando la possibilità della lega Ni-Ti di poter essere aumentata di conicità senza perdere flessibilità (7).

Sulla base di quelli che sono gli svantaggi di

una tradizionale tecnica step-back e la conseguente conicità realizzata si possono brillantemente intuire i vantaggi di una conicità predefinita:

1. la possibilità di conoscere prima e dopo la realizzazione, la conicità è sicuramente una svolta fondamentale in Endodonzia (25), (29); possiamo quindi "progettare" la conicità più idonea al canale che dobbiamo trattare, effettuare quindi l'allargamento coronale necessario (allargamento che Buchanan definisce "perfettamente adeguato"). Sapere con esattezza quale tipo di conicità esiste nel canale a sagomatura terminata permette inoltre l'utilizzo di materiali e strumenti d'otturazione più adatti (coni di carta, coni assorbenti e plugger non saranno più scelti in base all'esperienza o all'intuizione ma in base a certezze che renderanno più facile e più sicura qualsiasi tecnica di otturazione) (25).

2. Si ha un controllo della sagomatura in tutta la lunghezza e la possibilità di allargare il 1/3 coronale senza aumentare rischi d'indebolimento della radice (25, 29).

3. Un progressivo aumento di conicità dello strumento riduce la superficie lavorante, riducendo i rischi di perforazione laterale e aumentando così i margini d'errore dal momento che la resistenza non è più in un solo punto ma in parecchi mm senza poi dimenticare che solo la punta degli strumenti conici arriva all'apice e usando strumenti conici in combinazione con la tecnica crown-down si evita di portare strumenti sempre più grandi all'apice (con rischi di trasporto e/o sovrastrumentazione) (25). L'eliminazione delle interferenze coronali è rapida e precoce, tale da favorire la penetrazione degli strumenti successivi a conicità inferiore, riducendone l'impegno delle lame e rendendo così l'accesso al terzo apicale più diretto ed agevole (7).

Al momento attuale sono disponibili strumenti in nichel-titanio con conicità variabile classificabili in 4 gruppi:

**Gruppo 1** - Diametri in punta e conicità crescenti (Taper Profile, Quantec, Hero 642);

**Gruppo 2** - Diametro in punta costante e conicità crescente (GT File e Safety Shaping);

**Gruppo 3** - Strumenti specifici per l'allar-

gamento del terzo coronale a diametri in punta e conicità crescenti ma con lunghezza della parte attiva inferiore agli ISO (Profile Orifice Shapers);

**Gruppo 4** - Diametri crescenti e conicità fissa (K-files, Mac Files diametri e conicità a norma ISO, Double Mac Files diametro in punta ISO ma conicità .04, Lightspeed) (8).

#### APPLICAZIONE IN CAMPO ENDODONTICO E CONFRONTO CON L'ACCIAIO DEGLI STRUMENTI IN NICHEL-TITANIO

L'utilizzo sempre più frequente di questi nuovi strumenti in nichel-titanio ha spinto la letteratura a portare a termine numerosi studi per verificare se questi strumenti soddisfano realmente i 3 requisiti definiti dalla norma ISO n. 28 dell'A.D.A.: flessibilità, efficacia di taglio, resistenza alla frattura.

Occorre premettere che questi studi, in gran parte comparativi tra il nichel-titanio e l'acciaio, presentano alcuni limiti: le valutazioni, infatti, molto spesso vengono effettuate utilizzando i due strumenti con la stessa tecnica, non considerando le diverse caratteristiche delle due leghe e della forma degli strumenti; fattori esterni alla lega stessa, come si è potuto capire anche dall'analisi del disegno, influenzano i risultati: talvolta di tali fattori, della lega e della tecnica, non si tiene conto nell'analisi dei risultati.

Pur rimanendo tutt'oggi parecchi dubbi su alcuni punti e pur essendoci, talvolta, una letteratura contraddittoria ed autori con opinioni divergenti, si possono comunque trarre importanti conclusioni da un esame accurato, soprattutto, della letteratura più recente (7).

La preparazione di un sistema canalare che permetta una buona detersione, una valida sagomatura ed una facile otturazione deve considerare alcuni principi cardine già enunciati da Schilder nel 1976 (21):

- modellazione del canale ad imbuto che si assottiglia progressivamente con una conicità costante;
- mantenimento dell'originaria anatomia del canale;
- mantenimento del forame apicale nella stessa relazione con l'osso e la superficie radicolare (senza quindi provocarne il

trasporto);

- mantenere il forame più piccolo che sia possibile.

Il motivo principale per il quale molto spesso gli strumenti in acciaio non riescono a rispettare questi principi è il "Restoring force", la tendenza cioè a raddrizzarsi, a causa della scarsa flessibilità, e la tendenza quindi a lavorare sulla parete opposta alla concavità della curvatura; questo difetto, presente indipendentemente dal tipo di tecnica usata, può causare conseguenze diverse e tutte determinanti per l'insuccesso (2, 8):

- gradini o intaccature,
- false strade o perforazioni,
- trasporto apicale,
- detersione incompleta con sovrastrumentazione della parete convessa e sottostrumentazione di quella concava,
- diametro della preparazione apicale insufficiente e spesso biologicamente inaccettabile.

Il nichel-titanio, grazie alla sua superelasticità, può permettere allo strumento di lavorare nel canale in modo centrato senza la tendenza a rettificare il canale stesso (a causa della reazione elastica) a patto che la temperatura di utilizzo cada nell'intervallo As-Af e che la somministrazione di energia sia costante ed omogenea e il disegno delle lame consone all'utilizzo (2, 8, 30).

La maggior parte degli studi che si pone come obiettivo la dimostrazione di queste caratteristiche del nichel-titanio, in confronto con l'acciaio, utilizzano alcune tecniche in grado di valutare i canali radicolari prima e dopo la strumentazione.

Si ritiene opportuno citare le tecniche più utilizzate:

#### Tecnica di Bramante

Vengono realizzate fotografie della sezione trasversale precedente e successive alla strumentazione che vengono poi confrontate per determinare se lo strumento è rimasto centrato e la preparazione è stata uniforme. Questo modello, introdotto nel 1987, sovrapponendo le fotografie, permette di effettuare una analisi comparativa diretta attraverso il computer e i dati parametrici vengono raccolti per l'analisi statistica. È un metodo molto efficace che presenta lo svan-

taggio di essere molto lungo e complesso (31, 32).

#### Tomografia computerizzata

Tachibana e Matsumoto hanno valutato nel 1989 l'applicazione in Endodonzia dell'imaging che utilizza la tomografia computerizzata. Negli ultimi anni si sono superati i problemi dell'alto costo e dell'inadeguatezza del programma di imaging ed è possibile confrontare le immagini pre e post-strumentazione in modo ripetibile e non invasivo.

Vengono realizzate 2 scansioni, prima e dopo la strumentazione, confrontando dei punti di repere per verificare che siano fatte allo stesso livello e stessa inclinazione.

Una volta digitalizzate le immagini, si possono manipolare e visionare in diversi modi (33).

Una delle questioni su cui la letteratura è sicuramente d'accordo all'unanimità è la maggior flessibilità del nichel-titanio rispetto all'acciaio inossidabile.

Questo fenomeno, spiegabile per le caratteristiche chimico-fisiche della lega, permette agli strumenti in nichel-titanio di lavorare molto più centrati nel canale provocando minor trasporto, tagli e pieghe e quindi un maggior rispetto dell'anatomia canale e del forame apicale.

È interessante sottolineare, a questo proposito, come parecchi lavori concordino che l'aumento della incidenza della deviazione del canale originale durante la strumentazione con lime in acciaio inossidabile sia proporzionale alla grandezza della lama; ne consegue che la differenza tra nichel-titanio e acciaio diventa statisticamente significativa con strumenti di misura più grandi (oltre il n. 25-30).

I migliori risultati si hanno con la realizzazione di una sezione trasversale il più possibile rotonda e gli strumenti di nichel-titanio preparano canali rotondi in percentuale maggiore rispetto all'acciaio inossidabile che invece prepara più frequentemente sezioni ovali o irregolari.

Questa differenza si è riscontrata a tutti i livelli del canale radicolare (apicale medio e coronale) (32, 34).

È stato suggerito che la misura dello strumento finale che deve arrivare all'apice (la-

vorando quindi su tutta la lunghezza di lavoro) dovrebbe essere due o tre misure più grande della misura del primo strumento con cui si è arrivati all'apice; con l'acciaio diventa molto difficile, se non impossibile, soprattutto in canali curvi, strumentare oltre il 30 senza trasporto (32).

Gli strumenti al nichel-titanio riescono, oltre che ad evitare il trasporto, a mantenere una sezione molto spesso rotonda (32, 33).

Come già sottolineato più volte è importante la tecnica di utilizzo degli strumenti in Ni-Ti. In un confronto fra questi strumenti e quelli in acciaio inossidabile, entrambi utilizzati con tecnica step-back, non emergono differenze nella dimensione e direzione del movimento del centro canale, del cambiamento dell'area canale e la forma finale del canale (35) e addirittura impiegano più tempo (36), anche se vi sono lavori in letteratura che dimostrano il minor trasporto e la maggior centratura (31, 36).

Lime in acciaio inossidabile, confrontate con lime Onyx in Ni-Ti dopo una strumentazione eseguita con forze bilanciate non evidenziano risultati significativamente diversi nello spostamento del centro del canale o dell'area post-strumentazione a livello apicale (37).

Lime manuali Ni-Ti utilizzate con movimento di rotazione producono meno trasporto canale, rimuovono meno dentina, rimangono più centrate, eseguono preparazioni più rotonde e richiedono meno tempo delle stesse lime Ni-Ti utilizzate con la tecnica un quarto di giro-estrazione (33, 38).

Confrontando strumenti in nichel-titanio con tecniche diverse emerge chiaramente che un utilizzo meccanico offre i migliori risultati rispetto a tecniche manuali; ciò può trovare una spiegazione a livello chimico, dal momento che la somministrazione di energia in modo costante ed uniforme favorisce il passaggio alla fase martensinica che sappiamo esaltare le doti di superelasticità (2, 8).

Strumenti Ni-Ti per micromotore causano meno trasporto canale, rimangono più centrati, rimuovono meno dentina, preparano sezioni più rotonde e impiegano meno tempo (19, 32, 34).

Grazie alla superelasticità la lega al nichel-titanio permette a questi strumenti di avere

le "performance" migliori (in termini di rispetto dell'anatomia originaria) in confronto con l'acciaio inossidabile proprio nei canali più curvi (39); a questo proposito si è rivelato estremamente interessante il lavoro di Malagnino con i Mac Files, in cui è emerso che l'entità della modificazione della traiettoria canale dipende dall'angolo di curvatura e dal raggio di curvatura, tant'è che i canali in cui si ha avuto il maggior spostamento apicale con strumenti più grandi sono quelli con il raggio di curvatura più basso.

Questo spiega come canali con curve dello stesso valore angolare diano risultati a volte irrilevanti, a volte inaccettabili (30).

A dimostrazione di quanto la curvatura possa influenzare positivamente "la performance" degli strumenti Ni-Ti, va ricordato che parecchi lavori in cui non si evidenziavano differenze con l'acciaio nel mantenimento dell'anatomia originaria presentavano campioni relativamente dritti.

Altro tema che ha stimolato e sta stimolando la letteratura è il confronto delle proprietà torsionali tra Ni-Ti e acciaio e la verifica del superamento delle prove standard dell'ANSI/ADA n. 28. Alla base delle proprietà torsionali c'è sicuramente il metodo di fabbricazione degli strumenti: le lime in acciaio inossidabile, essendo costruite per torsione, sopportano maggior rotazione in senso antiorario, mentre le lime Ni-Ti le sopportano maggiormente in senso orario; entrambe, comunque, eccedono dalla specificazione ANSI/ADA n. 28 per la rotazione necessaria alla frattura e il momento di torsione per la frattura.

Il momento di torsione necessario per la frattura è simile nelle due leghe.

L'inizio della deformazione plastica prima della frattura, chiamato punto di cedimento, diventa difficile da individuare sul grafico, ma lo si può osservare visivamente grazie ad un caratteristico svitamento delle parti allungate (18).

La forza torsionale massima, che è la resistenza torsionale massima prima della rottura, negli strumenti in acciaio coincide con la forza torsionale necessaria per la rottura, mentre negli strumenti al nichel-titanio queste due forze sono separate da un intervallo intermedio.

Sono stati individuati tre parametri: la forza

torsionale massima, la forza torsionale necessaria per la rottura e la forza torsionale necessaria per la rottura rapportata alla forza torsionale massima; in un confronto tra l'acciaio e due diverse conicità del nichel-titanio (.02 e .04) tutti i valori sono stati trovati più alti in strumenti a rastremazione 0,04, mentre lo strumento Ni-Ti a rastremazione 0,02 presentava valori inferiori all'acciaio.

Le lime in acciaio inossidabile presentano un carico alla rottura più lineare, ma la minor deformazione plastica del nichel-titanio prima della rottura rappresenta una duttilità in grado di ridurre i rischi qualora rimanga bloccata nel canale (è un "fattore di sicurezza") (14).

In altri studi il momento flettente è risultato più alto negli strumenti in acciaio nonostante entrambi rispettino gli standard dell'ANSI/ADA e ISO mentre i valori di momento torcente sono risultati in gran parte al di sotto degli standard ANSI/ADA e ISO mentre per la deviazione angolare il nichel-titanio ha dato i risultati migliori.

Il basso momento flettente dei files in Ni-Ti rende questi strumenti più adatti alla preparazione di canali radicali curvi e stretti; anche i valori di deviazione angolare fanno sì che gli strumenti in Ni-Ti abbiano maggior resistenza alla rottura (3).

L'argomento sicuramente più controverso e discusso in letteratura è il confronto tra la capacità di taglio degli strumenti in nichel-titanio e gli strumenti in acciaio: è l'argomento in cui è più frequente trovare opinioni divergenti, in cui il disegno delle lame, la sezione trasversale, il disegno della punta e la tecnica usata giocano un ruolo fondamentale.

Come sempre è inoltre problematico simulare le condizioni cliniche (3, 7). In aggiunta a tutto questo l'ADA, che ha stabilito le norme sulle misure, la conicità, l'angolo della punta, le dimensioni all'inizio e alla fine della parte tagliente e la lunghezza totale, non ha ancora stabilito alcun test specifico per l'efficienza di taglio e così i primi studi realizzati risultarono con troppe deviazioni standard (3, 17).

Diventa così difficile stabilire quale delle due leghe ha maggior capacità di taglio a prescindere dalla forma dello strumento.

Dopo numerosi tentativi ed esperimenti imprecisi si arrivò a capire che, per simulare

le condizioni cliniche, era necessario: realizzare un movimento combinato lineare e rotatorio (un quarto di giro in senso orario e azione di tiro per tutta la lunghezza di lavoro), due superfici in grado di avvolgere lo strumento in tutta la sua conicità ed infine, un taglio effettuato su una superficie di plexiglas liscia e nuova.

L'efficienza di taglio può essere definita come la "misura quantitativa della procedura meccanica per l'asporto di tessuti duri" non solo quindi in termini di massa rimossa o di perdita di peso del campione per unità di tempo come veniva valutata in passato, ma il rapporto tra energia emessa ed energia immessa x 100%; nella definizione fisica di efficienza si tiene conto della massa di campione tagliata per unità di energia usata dallo strumento analizzato.

Possiamo inoltre affermare che l'angolo elicoidale, l'angolo tra il filo della lama e l'asse lungo dello strumento, ha importanza assoluta sulla capacità di taglio.

I primi studi dimostrarono che in condizioni ottimali l'azione di alesaggio (movimento rotatorio) era un metodo più efficace che non la limatura (movimento lineare) e che gli strumenti con sezione trasversale triangolare erano più efficaci di quelli a sezione quadrata se usati in modalità di alesaggio rotatorio (17) (gli strumenti in nichel-titanio usati con movimento lineare hanno una resa del 40% rispetto a stessi strumenti in acciaio inossidabile) (40).

La capacità di taglio dei Flexoreamer in acciaio inossidabile fu significativamente superiore rispetto ai ProFile (sia in acciaio che in nichel-titanio), presentando però un eccessivo cambiamento della forma canale; strumenti in acciaio con punta non tagliente ottennero migliori risultati in termini di capacità di taglio e strumentazione di canali curvi rispetto ai ProFile della serie 29 (41).

Nei lavori di Haikel, eseguiti con movimento combinato ad irrigazione fissa e carico fisso su massa di plexiglass, si sono eseguiti quattro serie di 25 tagli per confrontare la capacità di taglio, e la perdita della stessa dopo le quattro serie, di Unifile, Flexofile, K-flex, Helifile e i K-reamer. È emersa una maggior efficienza di taglio e la minore perdita della stessa da parte degli Unifiles, seguiti in ordine dai Flexofile, dai K-flex, dagli

HeliFile e per ultimi i K-reamer che presentavano anche maggior perdita dell'efficienza dopo la quarta serie (17).

È stato effettuato un esperimento in cui sono stati messi a confronto i quattro tipi di leghe NT in commercio (nitinol, nitinol a sostituzione di cobalto, NT cinese, NT giapponese) che, presentando una differenza dello 0.2% nel contenuto di nichel, hanno proprietà meccaniche leggermente diverse: i files in NT Brasseler e Maillefer sono stati i più efficienti seguiti dai JS Dental e dai McSpadden su plexiglass con 50 movimenti di taglio lineari(3).

A parità di disegno dello strumento quelli in lega acciaio inossidabile sono più efficienti su plexiglass rispetto a quelli in nichel-titanio, forse per la deformazione nel contatto dovuto al basso modulo di elasticità di quest'ultimo (infatti altri confronti fatti sulla dentina hanno evidenziato l'eguaglianza se non la maggior capacità del Ni-Ti).

Gli strumenti in acciaio inossidabile con punta non attiva sembrano avere miglior capacità rispetto a quelli in nichel-titanio (40). Interessante il lavoro di Cerutti in cui la lega al nichel-titanio Maillefer ha dimostrato una capacità di taglio nettamente superiore all'acciaio pur presentando curve molto simili e costanti mentre le Ni-Ti Brasseler hanno andamento incostante; la maggior capacità di taglio sembra dovuta alla maggior resistenza alla fatica del materiale (13).

Possiamo quindi concludere affermando che la letteratura è ancora troppo contraddittoria e che necessita di ulteriori studi per verificare la reale capacità di taglio di queste nuove leghe, ma il loro utilizzo secondo le metodiche più adatte (ad esempio con rotazione meccanica) potrà sicuramente sfruttare altre caratteristiche (ad esempio la resistenza alla fatica) che riusciranno ad esaltare l'efficienza di taglio di questi strumenti rendendola superiore o quanto meno non inferiore a quella degli strumenti in acciaio utilizzati con le tecniche tradizionali.

#### **EFFETTI DELL'IPOCLORITO DI SODIO E DELLA STERILIZZAZIONE SUGLI STRUMENTI AL NICHEL-TITANIO**

Dal momento che questi nuovi strumenti sono entrati a far parte della routine quoti-

diana degli studi, altre tematiche particolarmente stimolanti per autori e letteratura sono gli effetti della sterilizzazione e dell'ipoclorito di sodio sulle leghe nichel-titanio.

Spesso si dimentica che tutti gli strumenti hanno un limite di utilizzo, determinato dalle caratteristiche intrinseche dei materiali di cui sono costituiti, ma anche dall'applicazione più o meno corretta che se ne è fatta. Con l'uso clinico e la sterilizzazione tutti i materiali subiscono processi di deterioramento, probabilmente dovuti ad un cambiamento delle proprietà meccaniche e della capacità di taglio. Tali modificazioni possono presentarsi marcate negli strumenti composti da leghe, ad esempio nichel-titanio, che subiscono variazioni della fase cristallina al variare della temperatura.

L'uso dell'autoclave (sterilizzazione con vapore sotto pressione) è indiscutibilmente il metodo più efficiente, affidabile e diffuso per la sterilizzazione dello strumentario odontoiatrico; l'esposizione diretta a vapore saturo per 10-15 minuti alla temperatura di 121° e alla pressione di 15 psi (1,15 bar) oppure per 3-7 minuti a 134° C e alla pressione di 30 psi (2.1 bar) garantisce la totale distruzione di tutti gli organismi viventi. La pressione serve a ridurre la durata complessiva del trattamento, mentre il liquido utilizzato per l'autoclave è l'acqua distillata o demonizzata, che ha il ruolo di prevenire o ridurre la formazione di depositi nella camera termica (42).

Già dai primi studi effettuati mediante analisi spettroscopica sulla lega Ni-Ti sottoposta a diversi cicli di sterilizzazione (120°C a pressione di 21 psi) emerse la modificazione della distribuzione superficiale di nichel, titanio, ossigeno e carbonio in proporzione alla durata del trattamento (43).

In conformità con questi studi è l'interessante lavoro di Rapisarda et al. in cui furono confrontati con spettroscopia 6 gruppi di strumenti nichel-titanio (ProFile) ad: 1 ciclo, 7 cicli, 14 cicli (di 30 minuti), 7 cicli, 14 cicli (in palline di quarzo per 40 secondi) e a nessun ciclo (gruppo di controllo). Il dato più importante è sicuramente la variazione superficiale tra il gruppo controllo e quello che ha subito il maggior numero di cicli: dopo 14 cicli il titanio e il nichel presenti in superficie diminuiscono mentre l'ossigeno au-

menta notevolmente, aumentando la presenza di ossidi di Ti e Ni; nello strumento nuovo l'ossigeno decresce verso gli strati più superficiali con andamento tipo monotono, mentre in quello autoclavato decresce più lentamente mantenendosi più costante.

I gruppi sottoposti ad un solo ciclo di 30 minuti e di 7 e 14 cicli in palline di quarzo per 40 secondi presentavano profili sovrapponibili a quelli del gruppo di controllo. Altro risultato importante emerso da questa analisi è la presenza in tutti i gruppi (compreso quello di controllo) di percentuali elevate di elementi impuri e concentrazioni basse di nichel e titanio, almeno negli strati più superficiali, a favore di carbonio, ossigeno e silicio. La differente conicità degli strumenti testati non incide significativamente sui risultati (42).

La sterilizzazione a caldo non sembra, quindi, determinare nessuna alterazione sulle proprietà di flessibilità e torsione di questi strumenti al Ni-Ti, ma comunque non ne migliora le qualità come qualche Autore in passato aveva ipotizzato (44); realizzando cicli di fatica con strumenti sterilizzati a caldo e nuovi, non emerge nessuna differenza e l'inizio della frattura è simile tra i due gruppi (45). Non bisogna infine dimenticare che se da una parte la sterilizzazione a caldo non predispone lo strumento alla frattura, dall'altra la certezza di eliminare ogni microrganismo vi è soltanto con la sterilizzazione a vapore saturo (42).

Anche Haikel et al. dimostrarono che la sterilizzazione a caldo non riduce l'efficienza di taglio, ma gli strumenti sterilizzati con vapore saturo presentarono una riduzione della capacità di taglio variabile dall'1 al 77% a seconda del disegno delle lame e del tipo di trattamento, ma non dalla durata e frequenza dei trattamenti (46).

La riduzione delle proprietà degli strumenti dopo cicli di autoclavazione comunque interessa anche le leghe in acciaio inossidabile seppur con entità minore tant'è che la resistenza alla frattura in un confronto è diminuita in tutti gli strumenti al Ni-Ti e in alcuni in acciaio inossidabile (45).

L'autoclave crea un ambiente saturo di ossigeno che determina modifiche superficiali alterando il rapporto nichel-titanio ed aumentando la presenza di ossigeno sotto for-

ma di ossido di titanio ( $\text{TiO}_2$ ) (tali modifiche si rendono però evidenti solo dopo ripetuti cicli).

La maggior quantità di ossigeno sulla superficie potrebbe ridurre la capacità di taglio e modificarne l'elasticità, aumentando i rischi di frattura. Va inoltre ricordato che non effettuando procedure di pulizia, la superficie nuova di questi strumenti presenta segni evidenti di contaminazione (elementi estranei alla lega quali carbonio, silicio e calcio) (42).

Possiamo quindi concludere sottolineando la necessità di dover mediare tra l'esigenza di avere strumenti sempre sterili e il rischio di perdere l'affidabilità degli stessi, senza però dimenticare che le metodiche di sterilizzazione influiscono solo parzialmente sulle proprietà fisiche e che hanno un ruolo decisamente inferiore rispetto all'atto clinico. L'affaticamento meccanico (dovuto all'uso clinico protratto) è sicuramente maggiormente responsabile, rispetto ai procedimenti di sterilizzazione, della riduzione della capacità di taglio, forza torsionale, flessibilità e resistenza alla frattura degli strumenti in nichel-titanio (42).

In tutte le tecniche di sagomatura un'irrigazione frequente ed abbondante è un punto fondamentale per ottenere una buona detersione e facilitare la strumentazione; l'ipoclorito di sodio ( $\text{NaOCl}$ ) è indubbiamente l'irrigante più usato in campo endodontico e, generalmente, è presente in soluzioni dall'1% al 5%.

Da un'immersione in ipoclorito di sodio dall'1 al 5% di strumenti Lightspeed per periodi fino ad 1 ora risultarono contaminazioni del substrato del Ni-Ti sufficienti ad interferire con il sondaggio e una quantità di titanio fu registrata nella soluzione; tali strumenti però clinicamente hanno un tempo di contatto con l' $\text{NaOCl}$  molto inferiore all'ora, ragion per cui questa corrosione può essere considerata, da un punto di vista clinico, statisticamente irrilevante (47).

In linea con questa tesi fu anche il lavoro di Haikel che confrontò le proprietà meccaniche di strumenti Ni-Ti trattati con  $\text{NaOCl}$  (al 2,5%) per 0, 12, 48 ore e risultò che flessibilità, momento di torsione e massima deflessione angolare non furono significativamente condizionate dal trattamento con ipo-

clorito di sodio (3); i risultati furono sovrapponibili a quelli dell'acciaio inossidabile ottenuti in un lavoro dello stesso Haikel (48).

Diversi strumenti in acciaio inossidabile e in nichel-titanio immersi in una soluzione  $\text{NaOCl}$  al 5,25% subirono una corrosione simile, anche se per ciascun strumento risultò diverso il controllo al microscopio ottico dal controllo del circuito potenziale aperto (OCP) registrato su nastro di carta (49). Per quanto concerne l'ipoclorito di sodio si può concludere che il suo utilizzo clinico non interferisce in alcun modo con le proprietà fisiche degli strumenti al nichel-titanio, provocando su di essi, per il tempo clinico di applicazione, una corrosione del tutto trascurabile.

#### **CICLI DI FATICA E PREVENZIONE DELLA FRATTURA DEGLI STRUMENTI AL NI-TI**

Dalle conclusioni del precedente capitolo è emerso come l'affaticamento meccanico sia il maggiore responsabile della riduzione della capacità di taglio e come la sterilizzazione non solo non ha effetti di "ringiovanimento" degli strumenti, ma contribuisca al deterioramento e all'alterazione della lega.

Cicli di fatica, quindi, indeboliscono gli strumenti aumentando il rischio di frattura.

Conoscere i fenomeni di fatica sarebbe la migliore prevenzione, ma questi sono condizionati da situazioni cliniche variabili e complesse che rendono difficile una quantificazione.

Torque, pressione, velocità e tempi di rotazione sono complesse situazioni cliniche, per di più legate alla manualità ed operatività dei singoli odontoiatri, che rendono difficile la valutazione dell'entità del deterioramento.

Si può comunque affermare che l'uso clinico, oltre a determinare microalterazioni della struttura (quali microfratture, considerate presunti punti d'innescio per l'iniziazione e la propagazione di una rottura) sembra alterare la presenza e la percentuale delle tre fasi nella lega, con conseguente modificazione del comportamento sotto sollecitazione meccanica (10-12).

Strumenti rotanti al nichel-titanio furono fatti lavorare fino a rottura in canali artificiali

con angolo e raggio di curvatura diversa, a velocità del micromotore diverse e con numeri di lime diverse.

Emerse che la velocità di rotazione non influenza l'affaticamento (in disaccordo con altri Autori), mentre gli strumenti di diametro più grande hanno resistenza maggiore; i cicli per arrivare alla frattura, inoltre, decrescono nei canali con raggio di curvatura da 5 mm a 2 mm ed aumentano nei canali con angolo di curvatura di  $30^\circ$  rispetto a quelli di  $45^\circ$  e  $60^\circ$ .

Naturalmente questi cicli furono realizzati con dinamometri in grado di compiere un lavoro standardizzato, eliminando così la variante importante legata all'operatività. I punti di rottura si riscontrarono soprattutto nel punto medio della curvatura. Al microscopio elettronico si notarono difetti strutturali, non visibili ad occhio nudo, che furono considerati responsabili dell'inizio della frattura (50); tali difetti, in questo caso presenti nel punto massimo della curvatura, si sono trovati anche in strumenti nuovi, probabilmente dovuti ai processi di fabbricazione della lega.

Altri parametri, rispetto all'esperimento precedente, furono valutati nello studio di Haikel et al. in cui si confrontarono le fratture di tre strumenti rotanti al nichel-titanio (ProFile, Hero e Quantec) in relazione al raggio di curvatura, al diametro e alla conicità dello strumento. Gli strumenti furono fatti ruotare a 350 rpm e le curve presentarono raggi di 5 e 10 mm; il raggio di curvatura fu individuato come il fattore maggiormente determinante per la resistenza alla fatica delle lime: il tempo per arrivare alla frattura diminuì in modo proporzionale al decremento del raggio di curvatura e all'incremento del diametro dello strumento. In tutti i casi, comunque, i cicli di fatica vennero individuati come la maggior causa della rottura (51).

L'anatomia canalare, quindi, è sicuramente una variante complessa, e soprattutto va ricordato che l'angolo e il raggio di curvatura influiscono separatamente sui cicli di fatica. In un lavoro simile Yared et al. strumentarono con un gruppo di ProFile rotanti 5 canali con denti estratti, 10 con un secondo gruppo e mantennero come controllo un gruppo di strumenti nuovi; a differenza del

precedente esperimento non si considerò l'angolo e il raggio di curva, ma vennero considerate e valutate altre varianti cliniche, quali la sterilizzazione degli strumenti e l'esposizione all'ipoclorito di sodio al 2,5%. Dei 225 strumenti usati nei 3 gruppi nessuno andò incontro a frattura, alcuni strumenti del gruppo 2 evidenziarono segni visibili di affaticamento solo alla fine del loro utilizzo e ciò fu in disaccordo con altri autori che considerano 12 minuti il limite massimo per rendere lo strumento inutilizzabile.

In questo lavoro, infatti, vennero effettuati 10 cicli di 10 secondi e difficilmente avrebbero tollerato 720 secondi di utilizzo clinico. Ci fu un'altra differenza con il precedente esperimento per quanto riguarda i diametri degli strumenti: strumenti dei diametri più piccoli avevano superficie sovrapponibile a quella del gruppo di controllo a differenza dei più grandi frequentemente deteriorati. Un'importante conclusione, emersa nel lavoro di Yared, fu la sovrapponibilità del deterioramento dei gruppi 1 e 2, i quali pur subendo un numero di cicli di fatica e di sterilizzazione diversi non presentarono differenze (52).

Le microfratture, presenti come si è visto anche in strumenti nuovi, diventano ben presto segni di usura evidenti al microscopio (già presenti dopo 80 secondi di utilizzo clinico) (10, 53, 54).

Molti segni di deformazione inoltre nel Ni-Ti, essendo questo una lega superelastica, non divengono visibili ad occhio nudo a differenza dell'acciaio e questo spiega l'imprevedibilità della frattura; queste deformazioni, comunque visibili al microscopio, partono di solito sulla superficie di taglio che inizia a sfrangiarsi e poi arrivano alla punta: l'allungamento della spira assume le morfologie più strane e attorno ai 600 secondi di vita dello strumento (se non è ancora fratturato) le spire risultano notevolmente allungate.

Nella pratica clinica quindi, diversi fattori influenzano l'affaticamento: la dentina non offre una resistenza costante, restringimenti e curvature accentuate aumentano gli stress torsionali in direzione corono-apicale mentre la conicità, che aumenta man mano che si procede in direzione apicale, può aumentare l'impegno coronale.

È ormai assodato da tempo che la resistenza alla frattura degli strumenti in nichel-titanio è superiore all'acciaio; la differenza importante è inoltre nel modo in cui queste due leghe vanno incontro a frattura dal momento che, oltre ad avere caratteristiche diverse, vengono utilizzate in modo diverso: il Ni-Ti viene usato in modo continuo e soprattutto negli strumenti rotanti lo stress è maggiore poiché la parte in tensione ruotando diventa di compressione e viceversa. Le fratture di questi strumenti sono improvvise e brusche e vengono definite fragili quando si ha un superamento del limite di carico torsionale (per carichi quindi superiori a quelli previsti e sopportabili), mentre invece vengono definite duttili le fratture che partono da microcavità strutturali proporzionalmente più grandi in base alla fatica dello strumento (10, 53, 54).

Nel lavoro di Haikel, precedentemente analizzato, tutte le fratture trovate furono di natura duttile (57).

Quando il carico applicato supera i limiti tollerabili, la deformazione del nichel-titanio diventa plastica e irreversibile e in questo caso aumentano consideratamente i rischi di frattura (10, 53, 54); ecco quindi che si rende necessaria l'eliminazione di tutti quegli strumenti che presentano macroscopici fenomeni di fatica, quali deformazione-allungamento delle spire come prima forma di prevenzione della frattura.

È opportuno ricordare che questi fenomeni, abbastanza rari in strumenti Ni-Ti manuali, non sono infrequenti in strumenti Ni-Ti rotanti a causa delle maggiori sollecitazioni torsionali.

Una seconda importante prevenzione è la correlazione dell'esperienza clinica con le indicazioni delle case produttrici vista anche l'innunerevole quantità di tecniche e strumenti in commercio diversi tra loro.

Di seguito verranno analizzate singolarmente tutte le varianti cliniche e l'applicazione degli strumenti al nichel-titanio più corretta e adatta a minimizzare i rischi di frattura.

■ Velocità: dev'essere sempre appropriata, è indispensabile utilizzare manipoli elettrici a bassa velocità e possibilmente ad alto torque (anche se vi sono strumenti rotanti ad alta velocità); l'alto torque serve a mantene-

re costante la velocità e a controllare la pressione che si esercita.

La velocità dev'essere sempre costante in modo che tutti gli stress siano nell'ambito della deformazione superelastica; le velocità più elevate comportano maggior efficienza di taglio ma maggiori stress torsionali mentre velocità troppo basse rendono difficile la continuità del movimento di rotazione (diminuendo inoltre la capacità di asportazione dei detriti i quali, interponendosi fra strumento e pareti, aumentano l'attrito).

La velocità bassa, ma comunque appropriata, offre due vantaggi: è aumentata la sensibilità tattile e la più facile percezione dell'impegno dello strumento (spesso manifestato da un tipico rumore tipo click o cridentinale), in secondo luogo offre più tempo per ritrarre lo strumento impuntato o che friziona dal momento che gli stress torsionali impiegano più tempo a raggiungere i valori necessari per provocare la frattura.

Dal momento che la bassa velocità può essere causa di maggiori difficoltà ad entrare in canali che oppongono resistenza è forse utile, oltre che dosare sempre la velocità a valori mai eccessivamente alti o bassi, saper alternare diverse velocità (più alta ad esempio a livello coronale dove si richiede maggior penetrazione e più bassa a livello apicale dove sono maggiori i rischi di stress torsionale) (10, 53, 54).

■ Pressione: Vanno evitate pressioni eccessive anche se è molto difficile, se non impossibile stabilire quale forza esercitata (alcuni Autori suggeriscono di adottare la stessa forza che si utilizza per scrivere con una matita a mina facile a rompersi).

La pressione non eccessiva, indispensabile non solo a prevenire la frattura ma anche per ridurre la formazione di gradini o trasporto, è un parametro estremamente variabile, condizionato anche e soprattutto dal disegno della punta e delle lame dello strumento oltre che da un alto torque del manipolo.

La pressione usata dovrebbe essere sempre la stessa e, nel caso in cui lo strumento trovi difficoltà ad entrare, sarebbe un gravissimo errore forzarlo: ricapitolazioni e strumenti manuali sono la soluzione migliore in questi casi.

■ Rotazione: Calcificazioni e/o restringimenti

spesso alterano la continuità e la costanza della forza aumentando rischi di frattura.

Anche in questo caso ricapitolazioni e strumenti manuali devono aprirci la strada senza forzare lo strumento e senza prolungare l'azione per troppi secondi, soprattutto quand'è in flessione (10, 53, 54).

Non bisogna dimenticare che la rotazione continua tiene in tensione e compressione gli strumenti. Ostacoli, quali gradini, false strade oppure, nel caso di ritrattamenti, materiale per otturazione, strumenti fratturati, tappi di dentina, sono tutte controindicazioni relative all'utilizzo degli strumenti al nichel-titanio e si rende quindi necessario eliminare questi ostacoli preventivamente, utilizzando strumenti in acciaio inossidabile (il Ni-Ti non riesce a bypassare gli strumenti fratturati).

■ **Irrigazione e lubrificazione:** Una buona azione lubrificante ed una efficace rimozione di detriti dentinali contribuiscono a ridurre l'attrito delle lame contro le pareti dentinali e di conseguenza gli stress torsionali; nonostante i disegni delle lame dei nuovi strumenti nichel-titanio permettano maggior asportazione dei detriti verso la superficie, l'irrigazione non deve essere mai trascurata. Inoltre l'approccio corono-apicale più frequentemente consigliato ed utilizzato con strumenti Ni-Ti permette di avere una camera di deposito d'irrigante fin dalle prime fasi della strumentazione sufficiente a garantire un'irrigazione continua in ogni momento operativo.

La fase finale di detersione con questi nuovi strumenti permette, proprio grazie alla forma canalare ottenuta, di andare a detergere tutte le zone sagomate.

■ **Uso:** Non bisogna abusare degli strumenti ma ricordarsi che hanno una vita clinica non infinita (si consiglia 10 canali per strumento in situazioni normali e monouso per le situazioni anatomiche complesse). È bene comunque segnalare i canali sagomati da ciascun strumento, effettuare un accurato esame visivo di quelli più riutilizzati e ricordarsi dell'influenza dell'anatomia complessa sull'affaticamento.

■ **Complessità anatomiche:** Vi sono situazioni anatomiche che debbono essere valutate prima per evitare che, utilizzando strumenti rotanti in nichel-titanio, questi possa-

no andare incontro ad eccessivi stress torsionali.

In curve brusche o con raggio di curvatura breve è bene sagomare prima con strumenti in acciaio o frese di Gates, per creare un accesso più semplice e diretto, limitando le sollecitazioni dell'impegno coronale e offrendo maggior percezione nella progressione all'operatore.

Va inoltre ricordato che nei terzi coronali in cui c'è una curva non bisogna mai usare strumento Ni-Ti dello stesso calibro e ogni volta che ci si appresti a sagomare canali particolarmente curvi è bene usare strumenti nuovi (10, 53, 54).

Canali confluenti devono essere trattati separatamente da strumenti in acciaio, in quanto con il Ni-Ti c'è un elevato rischio che questo, inginocchiandosi, subisca stress torsionali superiori al suo limite massimo di sopportazione.

Canali che si dividono, allo stesso modo di quelli confluenti, possono portare a frattura gli strumenti Ni-Ti senza poi dimenticare che a causa dell'impossibilità di precurarli, non sarebbero in grado di sagomare i due canali dal momento che seguono sempre le traiettorie più facili.

■ **Tecniche di otturazione:** Le sequenze operative consigliate dalle case produttrici sono studiate in base alle caratteristiche degli strumenti, ma a volte è opportuno adottare la tecnica di preparazione alle morfologie incontrate.

Infine gli strumenti rotanti possono essere usati da soli in casi semplici, altrimenti è bene abbinarli a strumenti manuali e comunque di solito vengono utilizzati con tecniche che prevedono un minor ampliamento dei diametri trasversi.

Le tecniche che sfruttano al meglio le caratteristiche e il disegno dei nuovi strumenti al nichel-titanio e che sono anche più frequentemente consigliate dalle case produttrici prevedono approccio corono-apicale, ma questo sarà argomento di discussione del prossimo capitolo.

## NUOVE TECNICHE DI STRUMENTAZIONE. ACCENNI ALLA TECNICA "CROWN-DOWN"

Negli ultimi anni si è assistita alla continua

ricerca del metodo più sicuro ed efficace per sagomare e detergere i canali radicolari; l'introduzione del nichel-titanio, associata a nuovi disegni delle lame e della punta e ad una strumentazione meccanica, ha contribuito alla diffusione della tecnica "step-down" o "crown-down" che prevede un approccio corono-apicale a differenza della tecnica "step-back" in cui il terzo apicale viene preparato per primo.

I canali che ci troviamo a dover sagomare, a causa della continua deposizione di dentina secondaria e terziaria, molto spesso sono oblitterati e hanno perso gran parte della coerenza. Nell'approccio apico-coronale, una volta eliminate le interferenze coronali, individuato e sondato l'orifizio, lo strumento standardizzato trova resistenza e frequentemente si impegna in un punto ancora lontano dalla meta prefissata: ciò significa che il diametro del canale non è mai progressivamente più stretto in direzione apicale e inevitabilmente la lima può incontrare sezioni minori che la bloccano in posizioni per di più difficili da determinare. La maggior parte degli errori iatrogeni nasce in questa fase, in cui si è virtualmente costretti a forzare lo strumento in direzione apicale, aumentando i rischi di formazione di gradini, perforazioni, frattura o spostamenti del forame (9, 26).

Nella tecnica crown-down, quando lo strumento incontra resistenza viene estratto e si procede al preallargamento e alla detersione fino a livello dell'impegno, liberando il canale da ostacoli e interferenze alle lime successive di diametro più piccolo.

È concettualmente semplice intuire come questi passaggi si rendano ancora più vantaggiosi, ma anche necessari, con strumenti utilizzati meccanicamente; la maggior flessibilità, la maggior capacità del nichel-titanio di rispettare l'anatomia originaria e nuovi disegni ad angolo neutro permettono, affrontando canali a segmenti, di poter sagomare anche situazioni di particolare calcificazione e ridurre i rischi di "restoring force" anche nei canali con curve particolarmente severe (9).

Tale tecnica, liberando dalle costrizioni canalari, crea maggior spazio per gli strumenti successivi, addolcendo le curve e conferendo maggior sensibilità tattile e controllo

degli strumenti a livello della costrizione apicale (è più facile quindi anche da percepire).

La lunghezza di lavoro, inoltre, determinata dopo aver eseguito l'allargamento delle porzioni più coronali, varierà meno durante la strumentazione, contribuendo a ridurre il rischio di sovrastrumentazione.

Anche in questa tecnica l'irrigazione è fondamentale e, detergendo un segmento per volta, il livello di decontaminazione ottenuto è più alto rispetto a quello ottenuto con la spinta apicale di sostanze irriganti con possibilità d'infezione periradicolare e riacutizzazione.

Inoltre l'approccio crown-down, in associazione a strumenti a conicità variabile e quindi anche a conicità maggiore di quella del canale, garantisce una maggior efficacia di taglio (lavorando su una zona minore), soprattutto in rapporto allo stress dello strumento (9).

Le fasi di questa tecnica sono riassumibili nelle seguenti fasi;

1. cavità d'accesso e rimozione della polpa camerale;
2. allargamento preliminare del terzo medio e coronale;
3. sondaggio di percorribilità;
4. approccio corono-apicale fino alla lunghezza di lavoro (strumenti dal più grosso al più piccolo ed eventualmente strumenti ISO nei casi più difficili); radiografia di controllo una volta raggiunta la lunghezza di lavoro;
5. allargamento del terzo apicale usando strumenti in ordine crescente (preferendo strumenti a conicità inferiore per limitare la superficie di contatto delle lame sulla parete canale, ottenendo una maggior efficacia, precisione e sicurezza di taglio);
6. svasatura canale con strumenti a conicità maggiore portati fino ad alcuni mm dalla lunghezza di lavoro a seconda del diametro iniziale e dell'allargamento richiesto dalla tecnica di otturazione;
7. rifinitura della preparazione.

In un confronto tra tecniche step-back e tecniche crown-down si è notato che l'approccio corono-apicale sembra più favorevole alla riduzione del dolore post-operatorio.

Il 70-80% dei pazienti che hanno subito trattamento endodontico con polpa vitale in unica seduta presentano un decorso post-o-

peratorio del tutto asintomatico o con minimi fastidi, a prescindere dalla tecnica; i pazienti totalmente asintomatici risultano in quantità significativamente maggiore tra coloro trattati con approccio corono-apicale.

Diversi fattori entrano in gioco nel determinare l'incidenza e l'entità del dolore post-operatorio: sovrastrumentazione o fuoriuscita di detriti o irriganti in zona periapicale, condizioni del tessuto pulpare e, non per ultimo, le tecniche utilizzate. La completa detersione, una forma tronco-conica, il rispetto della costrizione apicale e la pervietà del forame, non intasato da detriti, riducono notevolmente i rischi di riacutizzazioni flogistiche.

L'approccio crown-down, rispettoso della forma e della posizione apicale, con una preparazione che si mantiene piccola, riduce i rischi di estrusione oltre apice di detriti durante la strumentazione e, grazie alla forma tronco-conica, riduce i rischi di estrusione di materiale da otturazione durante la fase di compattazione; tutto ciò significa una riduzione dell'incidenza post-operatoria della sintomatologia.

La lunghezza di lavoro, calcolata con più precisione, riduce i rischi di sovrastrumentazione e, non da ultimo, un numero limitato di passaggi e una riduzione dei tempi operativi (vantaggi di questa tecnica) agevolano non solo il lavoro dell'operatore ma anche la riduzione della sintomatologia post-operatoria.

Anche in un lavoro di Reddy e Hicks, in cui si confrontò l'estrusione apicale di detriti con due tecniche manuali e due rotatorie meccaniche (in nichel-titanio), emerse una minor estrusione di detriti da parte delle tecniche meccaniche con conseguente riduzione dell'incidenza del dolore post-operatorio (55).

Cinque diverse tecniche, confrontate tra loro per verificare il grado di pulizia del terzo apicale, non mostrarono differenze significative. Step-back con acciaio, forza bilanciata, step-back con nichel-titanio, ultrasuoni e Canal Master U non rimossero totalmente tossine e tessuti degenerati dal terzo apicale (56).

Tre diversi strumenti al Ni-Ti utilizzati con tre diverse tecniche (manuali e meccaniche) in associazione con una soluzione sali-

na sterile rimossero il 90% delle cellule batteriche del canale radicolare: gli strumenti Nitiflex fino al n. 30 furono più efficaci dei GT Files; i ProFile ottennero risultati simili ai Nitiflex. Si osservò comunque che la maggior rimozione batterica si presentava nelle preparazioni più larghe e negli esperimenti effettuati soltanto con l'azione meccanica la riduzione fu minore; l'utilizzo di un irrigante antibatterico si rende necessario per integrare l'azione meccanica di per se insufficiente nella rimozione totale dei microrganismi presenti nel canale infetto (57).

## STRUMENTI IN NICHEL-TITANIO

Verranno di seguito esaminati singolarmente i più importanti strumenti endodontici al nichel-titanio presenti in commercio, le loro caratteristiche, il loro disegno.

### ProFile

La gamma ProFile della Maillefer® e della Tulsa comprendono 3 tipi di strumenti identificabili (nel caso della Maillefer®) attraverso anelli colorati nel manico:

- Orifice Shapers (Maillefer® e Tulsa Dental Products®)
- ProFile .06 (Maillefer® e Tulsa Dental Products®)
- ProFile .04 (Maillefer® e Tulsa Dental Products®)

Le principali caratteristiche del disegno sono:

■ **Profilo strumentale.** Possiedono una sezione trasversale ad U con uno spianamento della zona di contatto tra lo strumento e le pareti canalari ("Radial Land"). Questa sezione associata al movimento di rotazione continua determina maggiore efficacia con buona risalita ad eliminazione dei trucioli di dentina, ottima centratura della sezione e possibilità di minimizzare i rischi di avvita-

mento. È ottenuta con incisione di 3 solchi su un filo rotondo (ideata da Ben Johnson) (21).

■ **Punta.** È modificata con l'eliminazione dell'angolo di transizione che raccorda la punta stessa al corpo dello strumento; la punta non attiva servirà come guida per la progressione dello strumento riducendo la

necessità di imprimere pressione apicale e i rischi di tacche o deviazioni (21).

Ha incrementi parabolici costanti del 29,17% (punta: 0,13 - 0,17 - 0,22 - 0,28 - 0,36 - 0,47 - 0,60 - 0,77 - 1,00).

✎ **Velocità:** L'ideale sarebbe utilizzarli con rotazione stabile e continua compresa tra 150 e 350 g/min. È possibile utilizzare un motore elettrico del tipo usato in implantologia, oppure un manipolo normale con contrangolo ad alta riduzione.

✎ **Orifice Shapers ProFile:** Hanno una conicità che varia dal 5 all'8%, sono disponibili in 6 misure (numerate dal n. 1 al 6) con diametri in punta da 0,20 a 0,80; hanno una lunghezza di 19 mm e presentano 3 anelli sul manico.

Questi strumenti si pongono come alternativa alle frese di Gates Glidden sfruttando le caratteristiche del disegno e della lega per garantire un buon e predicibile ampliamento coronale, eliminando i rischi di gradini e false strade grazie anche alla punta non tagliente (che può però limitare l'ingresso in canali calcificati).

Gli Orifice Shapers (OS) hanno una parte lavorante più estesa rispetto alle frese di Gates-Glidden (di circa 9 mm) con conicità variabile in grado di realizzare un'estesa sagomatura tronco-conica predeterminata; hanno un diametro in punta notevolmente inferiore alle GG che rende possibile un allargamento precoce senza necessità di strumentazione manuale preliminare.

La sezione ad U con taglio radiale e maggior profondità fra le lame permette un taglio omogeneo, strumenti centrati nel canale e favorisce la rimozione dei detriti.

Vanno utilizzati con manipolo a velocità costante per un periodo non superiore a 10 secondi (59); il loro utilizzo nella tecnica crown-down, rispetto alla step-back, favorisce maggiormente la penetrazione in canali più difficili da strumentare, riducendo il blocco frizionale dello strumento e la tendenza a forzarlo.

Gli svantaggi sono: un allargamento dei diametri trasversali talvolta minore che può rendere più difficile e complessa la condensazione verticale della guttaperca.

Spesso, in canali non perfettamente rotondi, possono lasciare zone d'ombra non strumentate (59).

✎ **ProFile .04 - .06:** I ProFile .04 (conicità 0,04 mm ogni mm), disponibili dal n. 15 al n. 40, con lunghezze di 21, 25 e 31 mm e parte lavorante di 16 mm sono utilizzati di solito per la preparazione apicale del canale. I ProFile .06 (conicità 0,06 mm ogni mm di lunghezza) sono disponibili dal n. 15 al n. 40, con lunghezza di 21,25 mm e parte lavorante sempre di 16 mm; sono stati introdotti per ottenere una svasatura canalare adatta a tutte le tecniche di obturazione (7).

Sia gli .04 che gli .06 possono essere utilizzati manualmente, ma i migliori risultati si ottengono con mezzi meccanici.

Diversi lavori in letteratura confermano la capacità di questi strumenti di creare minor trasporto, rispettando l'anatomia originale del canale soprattutto a livello apicale e, comunque, suddetta caratteristica non è mai inferiore ad altri strumenti Ni-Ti (60).

L'utilizzo meccanico, consigliato dalla stessa casa produttrice, garantisce tempi clinici rapidi (61).

I ProFile sono stati sperimentati in diverse tecniche, ma i risultati della letteratura, in accordo con quelli della casa produttrice, ritengono che un approccio crown-down o coronale-apicale permetta a questi strumenti di sfruttare al massimo le loro caratteristiche, determinando anche una maggior efficienza di taglio (62) e creando aree di frizione molto inferiori a quelle create con la tecnica di step-back (6).

L'uso combinato di ProFile .04 e .06 su 40 canali simulati con diversi angoli e posizioni della curvatura, utilizzati con tecnica crown-down, confermò l'eccellente capacità di questi strumenti di realizzare ottime sagomature canalari, per di più in tempi rapidi; non vi furono strumenti fratturati, nella maggior parte dei canali venne mantenuta la corretta lunghezza di lavoro, si osservarono soltanto due perforazioni e due zone pericolose.

Dal confronto di questo esperimento con altri che utilizzarono soltanto gli .04 taper emerse l'importanza degli .06 nel controllo della lunghezza di lavoro oltre a garantire un più facile accesso apicale agli strumenti più grandi (gli .06 debbono comunque essere utilizzati con estrema prudenza). La preparazione apicale risultò talvolta piccola soprattutto in curve estremamente comples-

se; nelle preparazioni oltre il n. 35 si riscontrò la tendenza degli strumenti a rimuovere materiale nella parete opposta della curva, creando zone più deboli (63).

Un confronto tra preparazioni di ProFile e Naviflex su 40 molari estratti con tecnica crown-down analizzate con immagini scannizzate al computer, non evidenziò differenze nello spostamento del centro del canale e nel materiale delle aeree canalari rimosso tra i due gruppi; i diversi angoli delle curvature non influenzarono i risultati (64).

Gli svantaggi sono, oltre alle necessità di un contrangolo con riduzione e rischi di rottura se utilizzati in maniera impropria, la necessità di integrare con strumenti manuali la preparazione e la controindicazione in ritrattamenti con gradini, tutti svantaggi cioè tipici degli strumenti al Ni-Ti.

Sovente, inoltre, preparare solo con gli .04 può determinare una scarsa rimozione di dentina con conseguente difficoltà della condensazione verticale (21).

## Quantec

I Quantec (Tycon Dental®) sono stati ideati da John McSpadden.

✎ **Profilo strumentale:** sono caratterizzati da una parte lavorante con angolo di taglio leggermente positivo (l'angolo di impatto delle lame con le pareti) per ottimizzare l'azione di taglio che tende a tagliare anziché raschiare. Anche la rimozione dei detriti è ottimizzata grazie ai piani radiali (radial lands) i quali, essendo asimmetrici, assicurano una azione efficace ed omogenea su tutte le superfici durante la rotazione; inoltre essi sono arretrati rispetto alla superficie di contatto e ciò riducendo l'attrito e lo spazio della scanalatura che diviene, rispetto alla lama di taglio, progressivamente più ampio in direzione distale, garantisce un maggior convoglio di detriti al di fuori del lume canalare e previene la compressione verso l'apice del fango dentinale (65).

I piani radiali sono dotati di massa di supporto dietro lo spigolo di taglio per ridurre i rischi di microfrattura e la flessione o il rovesciamento dell'angolo della lama (7, 65, 66).

■ **Punta:** I Quantec vengono prodotti con due diversi disegni di punta.

I Quantec a punta tagliente di sicurezza

(SC) presentano una punta tagliente a faccette senza angolo di transizione, con angolo in punta di 60° e diametro esterno più piccolo della superficie lavorante per favorire la progressione nei canali curvi, sottili, stretti e calcificati (con qualche rischio di trasporto).

I Quantec a punta non tagliente (LX) presentano invece una punta arrotondata, ogivale, non tagliente, a 60° e a diametro sempre inferiore alla superficie lavorante e sono indicati nel trattamento di canali ampi con curvature, anche apicali, severe.

La serie Quantec comprende strumenti con diametro in punta di 25 e conicità .02 - .03 - .04 - .05 - .06.

Inoltre sono disponibili strumenti a conicità maggiore (.08 - .10 - .12) e lunghezza ridotta chiamati flares, ed utili per la preparazione del terzo coronale del canale.

I Quantec si possono utilizzare solo con manipolo (7, 66) a velocità di 340 rpm circa (67).

I Quantec mantengono la morfologia iniziale del canale anche in canali particolarmente curvi, in tempi buoni e senza creare problemi di stripping o trasporto del forame. La preparazione è imbutiforme senza indebolire il terzo medio ed il terzo coronale (66, 68) e semplifica qualsiasi tecnica d'otturazione (66).

È ridotto anche il disagio post-operatorio grazie alla forma e al movimento delle lame che, convogliando i detriti al di fuori del lume canale ed evitando un loro passaggio oltre apice, riduce le complicanze algiche post-trattamento (66).

Nella prima parte del lavoro di Thompson e Dummer non emersero differenze tra gli strumenti che possono andare incontro più facilmente a deformazione o frattura, la distanza di lavoro si mantiene uguale più frequentemente nelle curve con angolo più piccolo, lo stop apicale è eccellente ma diverso nei tipi di curvatura (65).

Nella seconda parte sui denti simulati in resina si riscontrarono gradini, perforazioni (nella parte finale della preparazione) e trasporto in quantità significative e condizionata dalla curva senza però mai creare zone pericolose (67).

## Hero 642

Gli Hero 642 sono strumenti canalari in nichel-titano realizzati dalla Micro-Mega<sup>®</sup>. Sono strumenti meccanici derivati dagli Heli-Files e presentano le seguenti caratteristiche:

■ **Profilo strumentale:** hanno una sezione a tripla elica con tre angoli di taglio leggermente positivi; non vi sono piani di taglio radiali, ma angoli di taglio come negli ISO, con inclinazione differente che permette di togliere dentina anziché raschiarla, facilitando inoltre l'eliminazione dei trucioli.

Vi è una maggiore "anima residua" all'interno delle lame per aumentare la resistenza alla frattura.

Le spire presentano un passo variabile che, riducendosi progressivamente dall'apice verso il manico, riduce la tendenza all'avvitamento.

■ **Punta:** la punta è non lavorante (7).

■ **Velocità:** consigliata 300-400 giri/minuto, estensibile fino a 600 giri/minuto.

Gli Hero 642 sono disponibili in 3 differenti conicità: .02, .04, .06.

A conicità .04 e .06 esistono 3 diametri (20/25/30), a conicità .02 sono disponibili 6 diametri (20/25/30/35/40/45) riconoscibili dal codice colore ISO. Per la conicità .02 e .04 sono disponibili le lunghezze 21 e 25 mm, alla conicità .06 sono lunghi 21 mm.

La caratteristica principale di questi strumenti è la semplicità, grazie ad una tecnica che prevede l'uso di 3 strumenti per i canali più facili e massimo 9 per le curvature più complesse, da utilizzare sempre con una tecnica crow-down.

La scelta quindi dei passaggi sequenziali dipende dal grado di curvatura e per stabilire se il livello è facile, medio o difficile si calcola in base al coefficiente di curvatura secondo Schneider: viene calcolato l'angolo gamma tra la linea apicale e l'asse principale del dente.

Gli angoli inferiori a 5° sono considerati come curva facile, quelli compresi tra i 5° e i 25° sono medie e gli angoli superiori ai 25° sono curve difficili.

Una volta diagnosticato il livello di curvatura si procede a seguire la sequenza operativa fornita dalla casa produttrice.

■ **Canali difficili:** .06/20 a 1/3 o 2/3 della LL, .04/20 alla LL meno 2 mm, .02/20 alla LL, .05/25 alla LL, .02/30 alla LL, .02/35 al-

la LL, .02/40 alla LL, .02/45 alla LL a seconda dei casi.

Movimenti di va e vieni e, possibilmente al termine della preparazione, valutare l'allargamento e la profondità con lime normali.

## GT Files

I GT Files (Files of Greater Taper), prodotti dalla Dentsply Tulsa Dental<sup>®</sup> sono una serie di strumenti ideati dal Dott. L.S. Buchanan, endodontista californiano, specificatamente per la sua tecnica di otturazione System B, ma adatti anche per preparare canali otturabili con Thermafil o con condensazione verticale della guttaperca secondo Schilder.

Sono di recente produzione e sono disponibili manuali o rotanti.

■ **Profilo strumentale:** vengono fabbricati attraverso il micromolaggio di un filo unico di diametro 1,00 mm da cui si ottengono 4 strumenti dello stesso diametro.

Le lame presentano un disegno U-Blades simile ai ProFile, in cui vi è un angolo di taglio neutro a piani radiali.

L'angolo di impatto delle lame è però inferiore nei GT Files meccanici per conferire maggior aggressività e una maggior rimozione di detriti; le lame hanno inclinazione oraria e le spire passo costante.

I GT Files manuali presentano invece lame con angoli di taglio e angolo d'impatto simili a quelli dei K-files nella zona apicale e, man mano che ci si allontana dalla punta, le lame hanno un orientamento più acuto, più simile a quello dei reamers; in questo modo è favorita la capacità di taglio nella zona più robusta della parte lavorante e ridotta la possibilità di frattura nella zona più sottile (anche il manico ha una forma atta a favorire l'azione di taglio).

Le lame sono scavate in senso antiorario per sfruttare la tecnica della forza bilanciata che prevede rotazioni a 360°.

■ **Punta:** I GT Files hanno tutti un diametro fisso in punta (ISO 20) e conicità variabile; la punta inoltre è smussa, non lavorante e senza angolo di transizione.

■ **Rotazione:** I GT Files meccanici vengono adoperati con velocità costante di 150 rpm fino ad un massimo di 350 rpm con tecnica crown-down effettuando movimenti di va e vieni (7, 29).

I GT Files manuali invece sfruttano la tecnica delle forze bilanciate dal momento che, avendo lame con orientamento opposto rispetto al solito, quando vengono ruotati in senso orario, essi tenderanno ad disimpegnarsi e uscire; quando si ruota in senso antiorario tenderanno a impegnarsi nella dentina.

Inserendo quindi lo strumento con un leggero movimento a "carica d'orologio" lo si impegna ruotandolo in senso antiorario con  $\frac{1}{4}$  di giro; una volta impegnato è pronto a lavorare eseguendo rotazione in senso orario (compiendo una rotazione compresa tra i  $180^\circ$  e i  $360^\circ$ ).

Lo strumento deve lavorare fino a che non incontra resistenza eccessiva o totale disimpegno; va poi sbloccato con leggeri movimenti a carica d'orologio e ruotato in senso antiorario per raccogliere la maggior parte dei detriti (29).

■ **GT Files** sono 4 strumenti a diametro fisso 20 e conicità variabile: .06 bianco, .08 giallo, .10 rosso, .12 blu e dato che il filo da cui vengono ottenuti è lo stesso, la lunghezza della parte lavorante è inversamente proporzionale alla conicità: 12 mm circa per .06, 10 mm circa per .08, 8 mm circa .10 e 6 mm circa per .12. Lunghezza dell'asta 17, 21, 25 o 31 mm.

■ Ancora più recentemente sono stati introdotti i GT Files .04 che presentano conicità fissa al 4% e diametro 20-25-30-35 lunghezza 17, 21, 25, 31 mm.

Sono ad utilizzo meccanico e vengono usati per la preparazione del terzo apicale.

■ Vi sono anche i GT Files accessori con conicità fissa 12% e diametro in punta 35-50-70 con lunghezza 21 e 25 mm, utilizzabili nelle fasi finali della preparazione per conferire ulteriore forma tronco-conica a livello coronale per agevolare l'otturazione. Vanno usati a 1300 giri /minuto come le frese di Gates.

I vantaggi dei GT Files sono diversi:

- preparazione più uniforme possibile e perfettamente conica;
- parte coronale assolutamente rispettata;
- errori iatrogeni ridotti e margini d'errore più ampi (anche sbagliando la lunghezza di lavoro si può ottenere l'impegno del cono di guttaperca);
- preparazioni simili tra loro;

■ tempo medio molto minore (nel caso dei GT Rotary);

■ lavoro sempre ben centrato e rispetto dell'apice;

■ facile e precisa otturazione conoscendo perfettamente la conicità.

Esistono anche svantaggi: alcuni Autori sostengono che in talune situazioni, di particolare curvature o calcificazione sia meglio utilizzarli insieme ai Profile (7).

Le tecniche d'otturazione sono tutte adatte ma il System-B è sicuramente il più indicato.

Infine, come si è intuito per tutti gli strumenti al Ni-Ti, è necessario rispettare alcune regole precise:

- linea di accesso all'imbocco deve essere precisa, priva di interferenze;
- utilizzare tecnica crow-down sempre per gli strumenti rotanti;
- tocco leggero (non spingere troppo, ma poco e in modo preciso), fermarsi appena si impegna ed eventualmente ricapitolare se lo strumento non procede;
- non portare strumenti di grossa conicità in canali caratterizzati da particolari curve;
- movimento di va e vieni per distribuire lo sforzo su tutta la lunghezza dello strumento (per 5, massimo 10 secondi);
- pulire sempre i GT Files dopo ogni azione nel canale, dal momento che le spire, piene di detriti, non tagliano (Buchanan consiglia di utilizzare strumenti nuovi per ogni caso eludendo così eventuali pericoli durante la sterilizzazione e cicli di fatica);
- lubrificazione e irrigazione dev'essere abbondante sempre; è utile non solo a detergere ma anche a favorire l'azione degli strumenti.

### Lightspeed

Gli strumenti manuali Canal Master originale, frequentemente soggetto a rottura e facilmente usurabile, e Canal Master "U" erano fabbricati in acciaio inossidabile. Da quando sono state introdotte le leghe al nichel-titanio è stato realizzato lo strumento Ni-Ti Canal Master "U" per micromotore, il Lightspeed inventato dal Dr. Senia e dal Dr. Wildey (Lightspeed Technology, Inc., San Antonio Texas) (72).

I Lightspeed sono sicuramente gli strumenti Ni-Ti più atipici, per quanto riguarda la forma, dal momento che essa è identica a quella dei Canal Master "U" manuali in acciaio.

Essi hanno un aspetto simile alla frese di Gates Glidden, con una superficie di taglio più corta (tra i 0.2 e 1.7 mm), un gambo liscio e una sezione rotonda che rimane invariata (infatti la conicità dei Lightspeed è costante 2%).

Naturalmente sono molto più flessibili rispetto alla frese di GG e comunque ciascuna delle misure disponibili presenta un disegno specifico e peculiare leggermente diverso dalle altre in base alla funzione da svolgere.

■ **Punta:** È pilota modificata e a lunghezza variabile, con angolo singolo anziché doppio (9).

■ **Velocità:** La casa produttrice raccomanda di utilizzare lo strumento a velocità costante tra i 750 e 2000 giri al minuto. La casa produttrice addirittura considera 2000 la velocità ideale, soprattutto per aumentare l'efficacia di taglio e ridurre il carico e lo stress (9). A questo proposito è stato utile il lavoro di Ponsen, Bren Dove e Del Rio i quali hanno valutato la morfologia del canale radicale utilizzando strumenti Lightspeed rotanti a diverse velocità (750, 1300 e 2000 rpm).

Non sono emerse diversità tra i tre gruppi nella quantità di dentina rimossa, nel trasporto canalare, e nella capacità dello strumento di rimanere centrato; nessun strumento si è fratturato.

Un'altra conclusione a cui giunsero gli Autori, per altro in accordo con Senia, riguarda la diversa sensibilità tattile degli strumenti: a 750 rpm si avvertono molte irregolarità attraverso il feedback dello strumento, mentre a 2000 rpm si ha una perdita quasi totale di questa sensazione, riducendosi la sensibilità, e lo strumento leviga le pareti canalari più velocemente ed efficacemente, provocando una minor deformazione durante l'allargamento canalare (9, 72).

A 2000 giri però alcuni canali sono difficili da sagomare, probabilmente a causa di particolari curve in direzione mesio-distale e vestibolo-linguale o per l'aumentare della rigidità dello stelo dello strumento causata dalla velocità di rotazione (72).

Gli strumenti Lightspeed sono disponibili in misure da 20 a 70 (con mezze misure) a conicità fissa .02 e lunghezza dell'asta 16 mm. La casa produttrice consiglia la tecnica step-back (9).

Man mano che i Lightspeed aumentano di diametro, aumenta la punta pilota, dal momento che, aumentando il diametro aumenta anche la rigidità; quindi una punta pilota più lunga evita che le lame taglino all'interno delle pareti formando gradini.

A questo proposito fu dimostrato che il diametro di questi strumenti (calcolato dal n. 20 al 45) non presentava incrementi costanti ma a percentuali variabili tra le diverse misure (es. 12,5% tra 20 e 22,5, 9,09% tra 27,5-30, 8,3% tra 30 e 32,5) (73).

Inoltre 216 strumenti Lightspeed vennero analizzati al microscopio: 23 strumenti presentarono porosità e 17 microfratture probabilmente per problemi di fabbricazione; non furono trovati fenomeni di corrosione.

Strumenti dello stesso diametro presentavano variazioni della punta e strumenti di diverso numero presentavano variazioni nel disegno delle lame.

La presenza delle mezze misure, anche in questo studio, fece emergere discrepanze nell'incremento del diametro della punta (74). In prove torsionali fino alla frattura realizzate su Lightspeed i n.20 e 25 eccedevano dalla specifica ANSI/ADA no.28 mentre per gli strumenti di diametro più grande la forza torsionale per ottenere la frattura aumentava proporzionalmente all'aumento del diametro.

Gli strumenti di mezza misura non poterono essere testati a causa della mancanza di riferimento della specifica stessa; si osservò che negli strumenti Lightspeed fratturati vi erano due diverse aree nella frattura: un'area a striature concentriche nella periferia della frattura (tipica di una frattura fragile) e un'area di corrosione nel centro della frattura (tipico di una frattura duttile).

In tutti gli strumenti visionati la frattura era a  $2,32 \pm 0,60$  mm dalla punta (75).

Nel lavoro di Thompson e Dummer vennero preparati canali simulati in resina con tecnica step-back: gli strumenti Lightspeed risultarono rapidi, non vi furono fratture, e provocarono un minimo cambio nella lunghezza di lavoro.

Gli stop apicali realizzati però non erano di ottima qualità, in diversi canali non si creò una conicità adeguata (soprattutto in canali corti o già poco conici) e la forma tridimensionale tronco-conica non era sempre adatta e facile a tecniche d'otturazione (76).

Nella seconda parte di questo lavoro venne valutata la capacità di questi strumenti di rispettare l'anatomia originaria: non vennero creati perforazioni o zone pericolose e soltanto un gradino su 40 canali simulati in resina; la quantità di dentina rimossa però, era diversa tra la concavità e la convessità della curva; la direzione del trasporto risultò frequente verso l'esterno della curva nella parte finale della preparazione, mentre all'inizio, a metà e all'apice della curva il trasporto risultò nella maggior parte dei canali verso l'interno della curva.

Questo trasporto risultò comunque piccolo e accettabile in ogni posizione dimostrando la capacità di questi strumenti di rimanere centrati e rispettare l'anatomia (77).

Anche nel lavoro di Portenia et al., in cui venne confrontata la tecnica Lightspeed con strumenti in acciaio usati con la tecnica step-back, risultò la maggior capacità dei Lightspeed di lavorare più centrati anche in presenza di curve severe e creare una preparazione apicale piccola; la miglior prestazione dei Lightspeed era da ricondurre alla lega, alla punta pilota (dal momento che anche in questo esperimento non si riscontrarono perforazioni o trasporti apicali) e in terzo luogo al disegno delle lame (l'angolo centrale delle lame) (78).

La tecnica Lightspeed si è rivelata facile da adottare ed imparare anche in operatori poco esperti (79).

I Lightspeed inoltre riescono a sagomare i canali in forma ovale e rotonda soprattutto se usati con la tecnica step-back che però rende difficile la sagomatura completa con la misura del 30 o del 45 e quindi è necessaria una verifica in letteratura per valutare la capacità dei Lightspeed di detergere in maniera efficace tutto il sistema dei canali radiolari (72).

In un confronto con le lime Flex-R utilizzate con la tecnica delle forze bilanciate i Lightspeed (utilizzati naturalmente con tecnica step-back) risultarono significativamente più rispettosi dell'anatomia canalare a livel-

lo apicale, mentre a livello coronale non emersero differenze; inoltre nei campioni, che presentavano angoli di curvatura compresi tra i 20° e i 35°, non ci fu correlazione tra lo spostamento canalare e l'angolo stesso (80).

Nel confronto con i ProFiles, entrambi hanno prodotto maggior rimozione dentinale sul versante esterno (i ProFile maggiormente, mentre a livello apicale si sono rivelati più conservativi).

Sul versante interno i Lightspeed hanno rimosso più dentina a tutti i livelli della sezione; il Lightspeed, quindi, ha prodotto un minor spostamento del canale, una svasatura del canale più accentuata, uniforme e regolare, soprattutto nel versante interno dove ottengono preparazione quasi perfetta.

A livello apicale i ProFile però hanno avuto un comportamento migliore.

Il trasporto apicale determinato dai Lightspeed pare essere sovrapponibile a quello prodotto da ProFile .04 taper Series 29, McXIM e linee Flex-R utilizzate con la tecnica delle forze bilanciate (60).

## CONCLUSIONI

Gli strumenti endodontici al nichel-titanio rappresentano un notevole progresso rispetto ai tradizionali strumenti in acciaio, ma un primo, gravissimo errore di chi si avvicina al nichel-titanio, è quello di pensare che ogni difficoltà e ogni possibile errore venga pressoché annullato.

Tutto ciò che è costruito in Ni-Ti, quindi, non è obbligatoriamente sinonimo di maggior qualità e miglioramento del livello professionale; occorre dunque prestare attenzione, soprattutto alle proposte più recenti e meno documentate in letteratura, ricordandosi che le innovazioni talvolta viaggiano anche nella direzione dell'involuzione.

È necessario, inoltre, sviluppare conoscenze tecniche per rendersi conto che l'Endodonzia non è sconvolta soltanto perché il Ni-Ti sta gradatamente sostituendo l'acciaio, ma perché è cambiato il disegno delle lime, della punta degli strumenti, è stata abbandonata la standardizzazione e la conicità

fissa, sono cambiate le tecniche; i vantaggi di un nuovo strumento non dipendono, quindi, solo dall'introduzione del nichel-titanio.

Sulla base di questa affermazione si intuisce anche la necessità di dover sfatare luoghi comuni, "tradire" vecchie tecniche da sempre affidabili e documentarsi, conoscere bene lo strumento e la tecnica nuovi (meglio ancora esercitandosi su simulatori o su denti estratti) e adottando preferibilmente quella consigliata dalla casa produttrice.

Occorre inoltre non dimenticare che gli strumenti in acciaio non possono essere abbandonati e ciò rappresenta un primo limite del nichel-titanio: l'acciaio, infatti, ha un ruolo di integrazione nella strumentazione che è insostituibile, tant'è che in più di una situazione i nuovi strumenti non riescono a sondare e trovano assoluta controindicazione.

Se da una parte è assodata la maggior elasticità, flessibilità e capacità di rispettare l'anatomia originaria rispetto all'acciaio inossidabile, dall'altra permangono parecchie perplessità sulla reale capacità di taglio degli strumenti costruiti in questa lega (parametro, comunque, estremamente difficile da valutare sia clinicamente che su simulatori). Nonostante la letteratura sia talvolta contraddittoria, è stato dimostrato che la sterilizzazione altera la struttura chimica della lega e, assieme alla fatica ciclica, in misura comunque maggiore, compromette spesso le proprietà e l'efficacia di taglio degli strumenti; occorre così giungere ad un compromesso tra la necessità di avere strumenti sempre sterili e la necessità di non perdere l'affidabilità degli stessi.

Il maggior svantaggio attuale rimane, comunque, l'elevato rischio di frattura, peraltro spesso imprevedibile, difficile da prevenire e da individuare le situazioni a rischio. Tutte le case produttrici, infatti, non a caso raccomandano sempre la massima prudenza, di non forzare mai lo strumento ma di lavorare con estrema leggerezza, e valutare quale tipo di canale si deve affrontare per scegliere gli strumenti più adatti.

Anche strumentare l'apice si rende difficile con rotazione meccanica, soprattutto in presenza di particolari forme anatomiche; cur-

ve canalari estremamente severe sono sempre controindicazioni assolute all'utilizzo di questi strumenti (oltre, naturalmente, a tutti i canali calcificati, gradini, false strade e, in casi di ritrattamenti, materiale da otturazione, strumenti fratturati e tappi di dentina).

Si è intuito anche che i cambiamenti saranno ancora numerosi e orientati a migliorare quelli che sono gli attuali svantaggi di questi strumenti; in futuro la rotazione meccanica sarà sempre più diffusa, è probabile che il numero degli strumenti sarà sempre minore e nuovi disegni e angolazione delle lame favoriranno una maggior efficacia di taglio.

Un'ultima importante considerazione riguarda l'attuale letteratura del nichel-titanio, che, pur crescendo in modo direttamente proporzionale all'interesse e all'utilizzo di questi strumenti, necessita di ulteriori studi inerenti soprattutto l'applicazione clinica delle caratteristiche Ni-Ti, dal momento che molte di queste argomentazioni sono sconosciute o scarsamente documentate per poter essere confrontate con altri studi. Occorre quindi attendere che gli studi sul nichel-titanio crescano e diano risposte più sicure su alcuni punti che attualmente sono incerti, anche se le premesse che questi strumenti abbiano un utilizzo realmente vantaggioso sono già presenti e analizzate e fanno credere che nei prossimi anni gli strumenti di terza generazione avranno sempre più diffusione e miglioramenti in associazione a tecniche d'otturazione sempre più affidabili.

L'esperienza e il buon senso, comunque, dovranno essere sempre la guida principale alla nostra operatività, integrate naturalmente da una approfondita conoscenza tecnica.

## BIBLIOGRAFIA

1. Castellucci A. *Endodonzia*. Ed. Il Tri-dente 1996; 302.
2. Malagnino VA, Passariello P, Cantatore G. Caratteristiche delle leghe nichel-titanio in relazione al loro possibile impiego Endodontico. *G It Endo* 1994; 1: 10-5.
3. Haikel Y, Serfaty R, Wilson P, Speiser JM, Allemann C. Mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. *J Endodon* 1998; 24 (11): 731-5.
4. Filho JB, Esberard RM, De Toledo RL, Del Rio CE. Microscopic evaluation of three endodontic files pre- and post-instrumentation. *J Endodon* 1998; 7: 461-64.
5. Thompson SA, Dummer PM. Shaping ability of Mity Roto 360 degrees and Naviflex rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. *J Endodon* 1998; 24 (2): 128-34.
6. Blum JY, Machtou P, Micael JF. Location of contact areas on rotary profile instruments in relation ship to forces developed during mechanical preparation on extracted teeth. *J Endodon* 1999; 32: 108-14.
7. Cantatore G. L'Endodonzia verso il 2000. La strumentazione canalare. Evoluzione delle tecniche. *Dental Cadmos* 1998; 18: 11-37.
8. Cantatore G, Ceci A. Le leghe al nichel-titanio. *Dental Cadmos* 1996; 2: 21-8.
9. Donald EA. The crown-down technique. A paradigm shift. *Dentistry today* 1996; 8: 38-47.
10. Gambarini G. Prevenzione della frattura di strumenti rotanti al Ni-Ti: valutazioni sperimentali ed indicazioni cliniche. Congresso S.I.E. Verona, 1998.
11. Roane JB. Crown down nichel-titanio ed Endodonzia. *G It Endo* 1998; 1: 8-16.
12. Gambarini G, Dell'Agnola A. Prevenzione della frattura di strumenti rotanti al nichel-titanio: valutazioni ed accorgimenti. *G It Endo* 1998; 1: 17-28.
13. Cerutti A, Venturi G, Azzini A, Merlati G. Strumenti endocanalari in lega Ni-Ti. *Dental Cadmos* 1997; 1: 34-46.
14. Wolcott J, Himel VT. Torsional properties of nickel-titanium versus stainless steel endodontic files. *J Endodon* 1997; 23 (4): 217-20.
15. Canalda-Sahli C, Brau-Aguade E, Berastegui-Jimeno E. Torsional and bending properties of stainless steel and nickel titanium Canal Master U and Flexogate instruments. *Endod Dent Traumatol* 1996; 12 (3): 141-5.
16. Svec TA, Wang MM. Precurving of nickel-titanium files affects transportation in simulated canals. *J Endodon* 1998; 24 (1): 23-5.
17. Haikel Y, Serfaty R, Lwin TTC, Allemann C. Measurement of the cutting efficiency endodontic instruments: a new concept. *J Endodon* 1996; 12: 651-5.
18. Rowan MB, Nicholls JI, Steiner J. Torsional properties of stainless steel and nickel-titanium endodontic files. *J Endodon* 1996; 7: 341-5.
19. Tharuni SL, Parameswaran A, Sukumaran VG. A comparison of canal preparation using the K-file and Lightspeed in resin blocks. *J Endodon* 1996; 22: 476-6.
20. Tucker DM, Wenckus CS, Bentkover SK. Canal wall planning by engine-driven nickel-titanium instruments, compared with stainless-steel hand instrumentation. *J Endodon* 1997; 23 (3): 170-3.
21. Del Mastro G. Rispetto dell'anatomia canalare: utilizzo *in vitro* dei ProFile .04-.06. *G It Endo* 1998; 3: 134-43.
22. Malagnino VA, Passariello P, Canullo L. Studio comparativo *in vitro* fra canali curvi preparati con strumenti rotanti in Ni-Ti a punta attiva e non. *G It Endo* 1998; 2: 64-9.
23. Tepel J, Schafer E, Hoppe W. Endodontic hand instruments, cutting efficiency, instrumentation of curved canals, bending and torsional properties. *Endodon Den Traumatol* 1997; 13: 201-10.
24. Kuhn WG, Carnes DL Jr, Clement DJ, Walcher WA. Effect of tip design of nickel-titanium and stainless steel files on root canal preparation. *J Endodon* 1997; 23 (12): 735-8.
25. Buchanan LS. Variably tapered root canal files. *Dentistry today* 1996; 2: 42-9.
26. Gullà R, Boschi F. I canali curvi: analisi morfologica dell'anatomia canalare strumentata con la tecnica "tre tempi" di F. Rittano (Files, Rispisonic, Heliapical), la tecnica di H. Schilder (ProFile) e la tecnica di J. T. Spadden (Macfile). *G It Endo* 1995; 3: 104-13.
27. Joyce AP, Loushine RJ, West LA, Runyan DA, Cameron SM. Photoelastic comparison of stress induced by using stainless-steel versus nickel-titanium spreaders *in vitro*. *J Endodon* 1998; 24 (11): 714-5.
28. Berry KA, Loushine RJ, Primack PD, Runyan DA. Nickel-titanium versus stainless-steel finger spreaders in curved canals. *J Endodon* 1998; 24 (11): 752-4.
29. Cimma R, Anglesio Farina G, Meynardi F. GT files of greater taper di L. S. Buchanan strumenti endodontici al Ni-Ti manuali a conicità aumentata (predefinita). *G It Endo* 1998; 2: 70-5.
30. Malagnino VA, Maggiore F, Passariello P. La preparazione dei canali radiolari curvi con i Mac file, verifica del mantenimento della traiettoria canalare originaria. *G It Endo* 1996; 4: 174-81.
31. Coleman CL, Svec TA, Rieger MR, Suchina JA, Wang MM, Glickman GN. Analysis of nickel-titanium versus stainless steel instrumentation by means of direct digital imaging. *J Endodon* 1996; 22 (11): 603-7.
32. Roig-Cayon M, Basilio-Monné J, Abos-Herrandiz R, Brau-Aguade E, Canalda-Sahli C. A comparison of molar root canal preparations using six instruments and instrumentation techniques. *J Endodon* 1997; 6: 383-6.
33. Gambill JM, Alder M, Del Rio CE. Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography. *J Endodon* 1996; 22 (7): 369-75.
34. Glossen CR, Haller RH, Dove SB, Del Rio CE. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *J Endodon* 1995; 21: 146-51.
35. Samyn JA, Nicholls JI, Steiner JC. Comparison of stainless steel and nickel-titanium instruments in molar root canal preparation. *J Endodon* 1996; 4: 177-80.
36. Coleman CL, Svec TA. Analysis of Ni-Ti versus stainless steel instrumentation in resin simulated canals. *J Endodon* 1997; 23 (4): 232-5.
37. Harlan AL, Nicholls JI, Steiner JC. A comparison of curved canal instrumentation using nickel-titanium or stainless steel files with the balanced-force technique. *J Endodon* 1996; 22 (8): 410-3.
38. Short JA, Morgan LA, Baumgartner JC. A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. *J Endodon* 1997; 23 (8): 503-7.
39. Malagnino VA, Passariello P, Cantatore G. Mac file: descrizione del meccanismo d'azione, tecnica d'uso e primi risultati clinici. *G It Endo* 1994; 2: 48-55.
40. Schafer E. Root canal instruments for manual use, a review. *Endod Dent Traumatol* 1997; 13: 51-64.
41. Schafer E, Lau R. Comparison of cutting efficiency and instrumentation of curved canals with nickel-titanium and stainless-steel instruments. *J Endodon* 1999; 25: 427-30.
42. Rapisarda E, Tripi TR, Bonaccorso A. Ossidazione superficiale di strumenti Ni-Ti dopo autoclavazione. *G It Endo* 1998; 3: 144-9.
43. Shabalovskaya SA, Andregg JW. Surface spectroscopic characterization of Ni-Ti nearly equiatomic shape memory alloys for implant. *J Vac Scie-Tecnol* 1995; 13 (5): 2624-32.
44. Silvaggio J, Hicks ML. Effect of

- heat sterilization on the torsional properties of rotary nickel-titanium endodontic files. *J Endodon* 1997; 23 (12): 731-4.
45. Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carnes DL Jr. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endodon* 1998; 24 (12): 843-7.
46. Haikel Y, Serfaty R, Bleicher P, Lwin TTC, Allemann C. Effects of cleaning, disinfection and sterilization procedures on the cutting efficiency of endodontic files. *J Endodon* 1996; 12: 657-61.
47. Busslinger A, Sener B, Barbakow F. Effects of sodium hypochlorite on nickel-titanium Lightspeed instruments. *Int Endod J* 1998; 31 (4): 290-4.
48. Haikel Y, Serfaty R, Bleicher P, Lwin TTC, Allemann C. Effect of cleaning, chemical disinfection, and sterilization procedures on the mechanical properties of endodontic instruments. *J Endodon* 1997; 23: 15-8.
49. Stones OW, Di Fiore PM, Barss JT, Koerber A, Gilbert JL, Lautenschlager EP. Corrosion in stainless steel and nickel-titanium files. *J Endodon* 1999; 1: 17-20.
50. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium Endodontic instruments. *J Endodon* 1997; 23 (2): 77-85.
51. Haikel Y, Serfaty R, Bateman J, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of Engine-Driven rotary nickel-titanium endodontic instrument. *J Endodon* 1999; 25: 434-40.
52. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *Int Endod J* 1999; 32 (2): 115-9.
53. Rapisarda E, Tripi TR, Bonaccorso A. Studio morfologico sulle fratture di strumenti endodontici in Ni-Ti. Congresso S.I.E. Verona, 1998.
54. Passariello P, Malagnino VA. Fatica degli strumenti al Ni-Ti di varia grandezza in relazione all'andamento della traiettoria canalare. Congresso S.I.E. Verona, 1998.
55. Reddy SA, Hicks ML. Apical extrusion of debris using two hand and two rotary instrumentation techniques. *J Endodon* 1998; 24 (3): 180-3.
56. Siqueira JF Jr, Araujo MC, Garcia PF, Fraga RC, Dantas CJ. Histological evaluation of the effectiveness of five instrumentation techniques for cleaning the apical third of root canals. *J Endodon* 1997; 23 (8): 499-502.
57. Siqueira JF Jr, Lima KC, Magalhaes FAC, Lopes HP, Uzeda M. Mechanical reduction of the bacterial population in the root canal by three instrumentation techniques. *J Endodon*, 1999. 25: 332-5.
59. Pongione G, Gambarini G, De Luca M. Allargamento coronale precoce con Orifice Shapers: osservazioni sperimentali. *G It Endo* 1997; 4: 184-91.
60. Hinrichs RE, Walcher III WA, Schindler JC. A comparison of amounts of apically extruded debris using Handpiece-Driven nickel-titanium instruments system. *J Endodon* 1998; 2: 102-5.
61. Thompson SA, Dummer PM. Shaping ability of ProFile.04 Taper Series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. *Int Endod J* 1997; 30(1): 1-7.
62. Blum JY, Cohen A, Machtou P, Micaleff JP. Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using Profile NiTi rotary instruments. *Int Endod J* 1999; 32(1): 24-31.
63. Bryant ST, Dummer PMH, Pitoni C, Bourba M, Moghal S. Shaping ability of .04 and .06 taper ProFile rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. *Int Endod J* 1999; 32: 155-64.
64. Ottosen SR, Nicholls JJ, Steiner JC. A comparison of instrumentation using Navyflex and Profile nickel-titanium engine-driven rotary instruments. *J Endodon* 1999; 25: 457-60.
65. Thompson SA, Dummer PM. Shaping ability of Quantec Series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Part 1. *Int Endod J* 1998; 31 (4): 259-67.
66. Poggio C, Genova U, Cisternino A. Strumenti in Ni-Ti a rotazione continua. Preparazione canalare. *Dental Cadmos* 1999. 2: 17-22.
67. Thompson SA, Dummer PM. Shaping ability of Quantec Series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Part 2. *Int Endod J* 1998; 31 (4): 268-74.
68. Ripari M, Maggiore G, Gallottini L, Rugo Barzani G. Valutazione *in vitro* della preparazione di canali curvi con strumenti meccanici nichel-titanio. *G It Endo* 1997; 4: 226-30.
72. Poulsen WB, Dove SB, Del Rio CE. Effect of nickel-titanium engine-driven instruments rotational speed on root canal morphology. *J Endodon* 1995; 12: 609-12.
73. Schrader C, Sener B, Barbakow F. Evaluating the sizes of Lightspeed instruments. *Int Endod J* 1998; 31 (4): 295-300.
74. Marsicovetere ES, Clement DJ, Del Rio CE. Morphometric video analysis of the engine-driven nickel-titanium Lightspeed instrument system. *J Endodon* 1996; 22 (5): 231-5.
75. Marsicovetere ES, Burgess JO, Clement DJ, Del Rio CE. Torsional testing of the Lightspeed nickel-titanium instrument system. *J Endodon* 1996; 22 (12): 681-4.
76. Thompson SA, Dummer PM. Shaping ability of NT Engine and McXim rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. *Int Endod J* 1997; 30 (4): 262-9.
77. Thompson SA, Dummer PM. Shaping ability of Lightspeed rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 2. *J Endodon* 1997; 23 (12): 742-7.
78. Partenier I, Lutz F, Barbakow F. Preparation of the apical part of the root canal by Lightspeed and step-back techniques. *Int Endod J* 1998; 31: 103-11.
79. Barbakow F, Lutz F. The Lightspeed preparation technique evaluated by swiss clinicians after attending continuing education courses. *Int Endod J* 1997; 30: 46-50.
80. Shadid DB, Nicholls JJ, Steiner JC. A comparison of curved canal transportation with Balanced Force versus Lightspeed. *J Endodon* 1998; 10: 651-4.