

Vito Antonio Malagnino
Paola Passariello
Stefania Corsaro

Università degli Studi "G. D'Annunzio" Chieti
C.L.O.P.D.
Cattedra di Pedodonzia
Titolare: Prof. Vito Antonio Malagnino

Corrispondenza:
Prof. Vito Antonio Malagnino
Viale Ippocrate, 97 - 00161 Roma
Tel. 06.4469955 - Fax 06.4457464

Influenza della traiettoria canalare sul rischio di frattura per fatica degli strumenti endodontici meccanici in nichel-titanio

The influence of root canal trajectory on the risk of cyclic fatigue failure on Ni-Ti engine driven endodontic instruments

RIASSUNTO

L'uso di una tecnica di rotazione continua meccanica sottopone gli strumenti in nichel-titanio a degli stress maggiori di quelli normalmente subiti dagli strumenti manuali in acciaio. La rotazione continua, comportando la ripetizione ciclica di stress, determina un progressivo danneggiamento degli strumenti, che può condurre alla rottura improvvisa senza segni visibili di deformazione permanente; questo meccanismo è detto frattura per fatica.

L'obiettivo di questo studio è quello di valutare la relazione esistente fra traiettoria canalare e rischio di frattura per fatica di strumenti Ni-Ti meccanici a conicità variabile. In particolare si è voluto analizzare l'influenza sul tempo di rottura a fatica della posizione del segmento curvilineo lungo la traiettoria canalare.

È stato costruito un dispositivo che permette di far ruotare liberamente gli strumenti lungo una predefinita traiettoria canalare, eliminando per quanto possibile gli stress torsionali dovuti all'azione di taglio delle lame.

Per definire le caratteristiche geometriche della traiettoria canalare sono stati utilizzati tre parametri: angolo di curvatura, raggio di curvatura e lunghezza del "segmento post-curva"; quest'ultimo parametro, in particolare, è stato introdotto per definire la posizione della curva lungo la traiettoria canalare. Sono state utilizzate due traiettorie che differivano esclusivamente per la lunghezza del "segmento post-curva", cioè per la posizione del segmento curvilineo lungo la traiettoria del canale.

I risultati di questo studio ci hanno permesso di confermare che la rotazione continua di uno strumento meccanico in nichel-titanio all'interno di una traiettoria curvilinea è, di per sé, in grado di determinare la frattura degli strumenti per fatica, anche in assenza degli stress torsionali derivanti dall'azione di taglio delle lame. È stato, inoltre, possibile osservare che la resistenza a fatica degli strumenti Ni-Ti rotanti lungo una traiettoria

curva è inversamente proporzionale al diametro dello strumento nel punto di massima curvatura; questo a sua volta dipende dal calibro di punta e dalla conicità dello strumento e dalla posizione della curva lungo la traiettoria. Quanto a questo parametro, più il segmento curvilineo è coronale più è grande il diametro dello strumento che vi si impegna e più rapida è risultata la frattura per fatica.

Parole chiave: Endodonzia. Strumenti in nichel-titanio.

INTRODUCTION

As a consequence of the rotary technique, engine driven Ni-Ti instruments are subjected to stresses which are greater than stainless steel hand instruments are exposed to. Continuous rotation, determining the cyclic repetition of stresses, causes a progressive damaging of the instrument, which can lead to a sudden failure that occurs without any macroscopically visible sign of permanent deformation of the two fragments. These failures are due to a mechanism called "cyclic fatigue".

When Ni-Ti instruments are used in rotary motion in a curved canal, they are subjected to a particular stress that may be defined as "rotary bending". As a consequence of this stress the instruments' internal structure in the area of curvature is exposed to both tensile and compressive forces, which repeat cyclically during rotation (8) (Fig. 1a-b).

The cyclic stresses give rise, in the zone where the stresses are more concentrated, to gaps of the crystallographic structure, starting from some superficial defects which can pre-exist or which themselves come from the cyclic deformation (8). As the number of cycles increases, one of the initial defects slowly enlarges until it becomes a micro-crack, which progressively becomes deeper and deeper (7,8). As a consequence of the increase in the micro-crack's depth the resistance of the remain-

ing portion of the instrument section reduces and at the same time the stresses concentrate on the deepest point of the crack; both these factors lead invariably to the instrument's failure (6-9).

Fatigue failure takes place suddenly, without any macroscopically visible sign of permanent deformation of the two fragments. However, by microscope magnification it is possible to notice that the fracture surfaces have a typical aspect (7,10,11).

Cyclic fatigue failure of endodontic instruments

In order to make the clinical use of these instruments safer, it is necessary to investigate the factors that exert an influence on these instruments' fatigue.

Pruett and coll. (19), in 1997, suggested a method for the evaluation of fatigue strength of engine driven Ni-Ti instruments and pointed out that the geometrical characteristics of canal curvature exert an important influence on rotating instruments' fatigue time. Instrument dimension in the point of curvature (tip size and taper) is another factor whose effect on fatigue failure has been pointed out (19,20); the larger is the instrument diameter the shorter is the fatigue time.

The purpose of this work was to study the relationship between root canal trajectory and the risk of fatigue failure of Ni-Ti engine driven rotary instruments with variable tapers. Specifically, we wanted to evaluate the influence that the curved segment position along the canal's trajectory has on fatigue time.

Materials and methods

A device was constructed which allows the instruments to rotate freely, without any cutting action, along a pre-established curved trajectory. That makes it possible to study fatigue failure caused by "rotary bending", which is the consequence of instrument rotation along a curved trajectory, eliminating, as much as possible, the torsional stresses due to the instruments' cutting action.

In order to define the characteristics of root canal trajectory, we used the geometrical criteria of evaluation proposed by Pruett et

Malagnino V.A., Passariello P., Corsaro S.

Influenza della traiettoria canalare sul rischio di frattura per fatica degli strumenti endodontici meccanici in nichel-titanio.

G It Endo 1999; 4: 190-200

coll. (19); the curved segment of a canal can be schematically considered as the arc of a circle. So, it may be defined by its curvature radius and by the measure of the curvature angle. The curvature radius makes it possible to determine the sharpness of a curve, whose length is reckoned by the measure of the curvature angle (Fig. 2).

This method allows for the ability to precisely define the shape of the root canal trajectory's curved segment, but it gives no information about the position of the curved segment along the canal. In our opinion this additional information may be of great importance using instruments with variable tapers, because, as the canal's curvature position changes, it changes the zone (and consequently the diameters) of the instrument engaged in the curved part of the trajectory. Since cyclic fatigue life is inversely proportional to the diameter of the instrument at the point of greatest bending (19,20), it seems necessary to us that we should add a new parameter to this geometrical evaluation system, in order to define precisely the curvature position and consequently the instruments' diameter at the point of greatest bending. We named this new parameter "post curvature segment": it corresponds to the rectilinear part of canal trajectory that goes from the end of the curve to the apical foramen (Fig. 3).

In our study we used two canal trajectories, having the same length (21 mm) and the same curvature (radius of curvature 5 mm, angle of curvature 60°), but different values of the "post curvature segment" (Trajectory A "post curvature segment" 3 mm. Trajectory B "post curvature segment" 8 mm). In other words, the two trajectories differ only for the position of the curve. These two trajectories have been chosen so as to simulate a curve localized respectively in a middle-apical zone of the canal and in a zone close to the canal's coronal orifice (Figs. 4a-b).

A device was constructed, which permitted instruments to follow the selected trajectories during rotation (Figs. 5a-b).

The exact lifetime of rotating instruments was measured using a digital chronometer

with a precision of a tenth of a second (Fig. 6). The study was conducted on Quantec instruments, since these instruments exist in a series of ten instruments with different tip sizes and tapers. Quantec #2, 3, 9, 10 have a standardized taper (.02) and tip sizes respectively #15, 20, 40, 45, while Quantec # 4, 5, 6, 7, 8 present the same tip size (#25), but increasing tapers (.02, .03, .04, .05, .06). The instruments tested were the Quantec sizes #2 to #8, which offer an adequate range of tip sizes and tapers.

Ten instruments for each of the selected sizes were tested in both trajectories, so 140 instruments in all were probed.

Results

All tested instruments suddenly broke after a variable time, without any visible deformation of the two fragments. Each of the ten instruments of the same size tested for each trajectory showed almost the same behavior. The mean values regarding the lifetime and the failure point for each instrument are reported in the tables 1 and 2. The results obtained make it possible for us to state that "rotary bending", even without the torsional stresses due to the instruments' cutting action, can determine by itself, after a certain number of rotations, fatigue failure of Ni-Ti engine driven instruments.

The lifetime is inversely proportional to the instrument's diameter at the point of greatest curvature, which is the point where stresses are more concentrated. In fact, in both trajectories the lifetime decreased as the instruments' tip size and taper increased. In the Trajectory "A" fatigue failure of the Quantec #2 (#15, .02 taper) took place at an average of 493 seconds. The lifetime decreased progressively for the instruments with the same .02 taper and increasing tip sizes (Quantec #3 155 seconds, Quantec #4 130 seconds) and even more evidently for the instruments with the same tip size but increased tapers. The lifetimes observed for the instruments with greater tapers resulted remarkably shorter (.05 taper 51 seconds, .06 taper 23 seconds).

The fatigue times obtained for the Trajectory "B" were shorter than those observed for the

corresponding instruments in the Trajectory "A". In the Trajectory "B" too, it was possible to notice a relationship between the instrument's dimension (tip size and taper) and the time of rotation before failure, as in the Trajectory "A". Quantec #2 broke after 262 seconds; lifetime decreased both as the tip size (Quantec #3 143 seconds, Quantec #4 101 seconds) and as the taper increased.

Comparing the results obtained for the instruments of the same size in the two different trajectories, it is possible to notice that the lifetimes obtained in the Trajectory "A", which had a shorter "post curvature segment", were for all instruments longer than those observed in the Trajectory "B". This is in accordance with our working hypothesis, that the curvature position along the root canal trajectory has a determining influence on instruments' fatigue failure.

In each trajectory all the instruments' breaking points, so as the distance between the breaking point and the point of greater curvature was rather constant and homogeneous in each of the trajectories (Tabs. 3 - 4).

Conclusions

The purpose of this study was to evaluate how the root canal's trajectory effects the fatigue failure of the Ni-Ti engine driven rotary instruments with variable taper. Specifically, we wanted to examine the influence that the curved segment position along the canal's trajectory has on the instruments' fatigue time.

The device used for this test made it possible for the instruments to rotate freely, being bent along a pre-established trajectory, without the torsional stresses coming from their blades cutting action.

In order to define the geometric characteristics of root canal trajectory we used three parameters: the curvature angle, the curvature radius and the "post curvature segment"; this last parameter, specifically, was introduced so as to define the position of the curved segment along the canal trajectory. In this study two trajectories, which differ only for the "post curvature segment" were used.

The results obtained make it possible for us

to confirm that the Ni-Ti engine driven instruments' continuous rotation in a curved trajectory, even without the torsional stresses due to the blades' cutting action, can determine instrument fatigue failure.

It was also observed that the cyclic fatigue life of the Ni-Ti engine driven instruments, used in rotation along a curved trajectory, is inversely proportional to the instrument's diameter at the point of greatest bending. So, it depends on the instrument's tip size and taper and on the position of the curvature along the root canal trajectory. In fact, in both trajectories it was possible to notice that lifetime decreased as instruments' tip size and taper increased. Moreover, the lifetimes obtained for all instruments in the trajectory with a longer "post curvature segment" (namely with a curvature in a more coronal position) were shorter.

The failure times obtained in this study can on sight give the impression of being rather short, but it must be considered: first, the curvature severity and second, that in this test the instruments were in the conditions of greatest bending on the same point of the instrument during the entire rotational time. This situation is different from what happens in clinical use. In fact clinically, when the instrument advances the point where the instrument bends changes step by step as the instrument goes on in the canal.

It was demonstrated for stainless steel instruments that axial movement is able to considerably increase the lifetime of endodontic instruments rotating in a curved trajectory (17), because it causes a change of the instrument portion which undergoes stress.

The results of this study show that the position of the curvature along canal trajectory is another factor which has a very important effect on the fatigue life of Ni-Ti rotary instruments. The fatigue times observed for all instruments in the Trajectory B, which was characterized by a curve localized near the coronal orifice, are markedly shorter than those observed in the Trajectory "A", whose curve has the same geometric characteristics, but is localized in the apical portion of the canal. In particular the instruments of greater taper (.05, .06

taper) exhibit lifetimes considerably short. In a canal with a severe curvature located near the coronal orifice, it is unsuitable to bring toward the apex instruments with increased taper, because the instruments would work in a very dangerous condition. In our opinion, in a situation like this, which concerns several molars' canals, these instruments can at first be used only in the initial part of the canal, running along the curved portion of the trajectory with the instruments' apical portion, which is smaller; this way the part of the instrument with greater diameters will not be engaged in the canal zone of maximum stress. Their cutting action, limited to the more coronal part of the canal, permits the creation of the space necessary to use in a passive manner, on the external side of the canal, some stainless steel instruments (for example Gates Glidden or Peeso drills), which make it possible to obtain, very easily and safely, a certain straightening of the coronal portion of this kind of canal. Once the coronal curvature has been eliminated or at least reduced, it becomes safer bringing the Ni-Ti increased taper instruments toward the apex, with a fundamental reduction of the fracture risk.

Taking into consideration the results of this study and what was formerly observed by other Authors (19,20), it is possible to say that, during clinical use, in order to reduce the risk of fatigue fracture and to increase the instruments' life, it is important to shorten, as much as possible, the time during which each instrument is in rotation in the canal curvature. Once the working length or the point of maximum penetration allowed for each instrument has been reached, one must not remain with the rotating instrument in that position, but the instrument must be extracted from the canal. Maintaining the instrument at the same depth is not only unsuitable, but it also causes a useless consuming of the instrument's lifetime and consequently an increase of failure risk.

Since fatigue failure is not preceded by any visible sign of deformation, Ni-Ti rotary instruments must be discarded after they have performed a certain task. The instruments' fatigue depend not only on rotation

time, but is hardly conditioned by the trajectories of the canals in which they have worked, therefore, in order to establish when it is convenient to throw out an instrument, it is not sufficient to take into consideration the number of the canals prepared by that instrument, but it is also necessary to consider the geometrical characteristics of their trajectories.

Key words: Endodontics.

Nickel-Titanium instruments.

INTRODUZIONE

All'inizio degli anni '90 sono stati introdotti, in campo endodontico, i primi strumenti in nichel-titanio, manuali e meccanici. Questi strumenti hanno rappresentato un importante progresso nella preparazione canalare sia perché le loro caratteristiche meccaniche consentono un maggiore rispetto dell'anatomia canalare originale (traiettoria canalare, forma e posizione dell'apice, ecc...) (1-5), sia perché la possibilità di ricorrere ad una tecnica di strumentazione meccanica comporta una netta diminuzione dei tempi di strumentazione (1,3).

D'altra parte, l'uso di una tecnica di rotazione continua meccanica sottopone gli strumenti a degli stress maggiori di quelli normalmente subiti dagli strumenti endodontici in acciaio. Da ciò deriva la necessità di studiare in modo specifico i comportamenti meccanici degli strumenti nelle condizioni di uso clinico.

Una delle cause di stress è il "carico torsionale" dovuto all'azione di taglio che le lame dello strumento esercitano sulla parete dentinale; per questa ragione quando gli strumenti vengono forzati nel canale subiscono un "carico torsionale" eccessivo e possono andare incontro a deformazione e/o a frattura.

Ma durante la pratica clinica è possibile constatare che a volte questi strumenti vanno incontro a frattura improvvisa anche quando non sono sottoposti ad un "carico torsionale" eccessivo, senza che la frattura sia preceduta o si accompagni ad alcuna visibile deformazione permanente dello

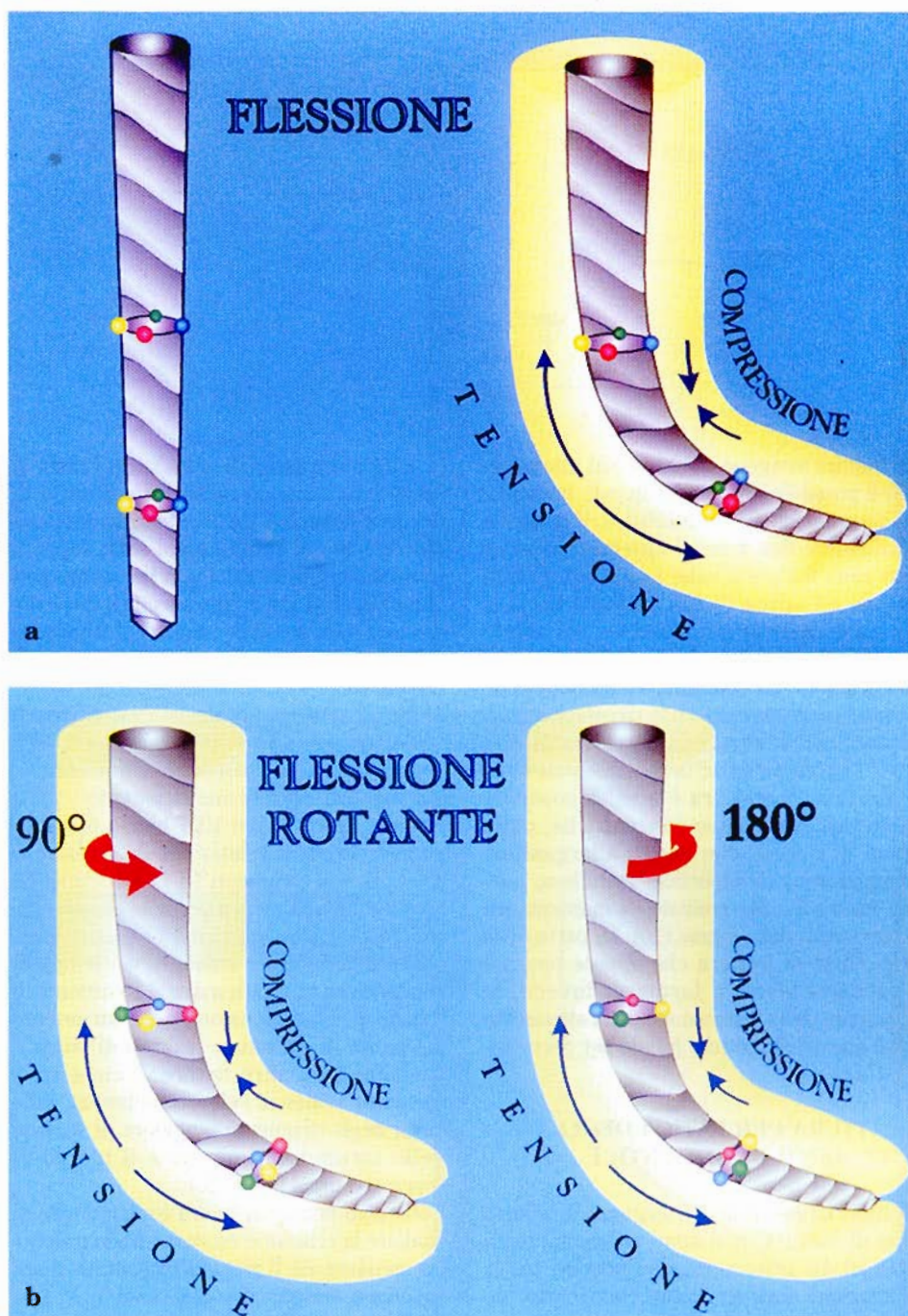
strumento. Queste fratture sono dovute ad un meccanismo denominato "fatica ciclica".

FRATTURA PER FATICA

La fatica non è un fenomeno specifico degli strumenti Ni-Ti, ma si verifica per tutte le leghe metalliche sottoposte a stress meccanici ripetuti ciclicamente (6-8); questo fenomeno, però, assume una particolare rilevanza nel caso degli strumenti in Ni-Ti proprio in conseguenza dell'utilizzo di una tecnica di rotazione continua meccanica.

Quando gli strumenti endodontici in Ni-Ti vengono impiegati in rotazione continua all'interno di un canale curvo subiscono un tipo particolare di sollecitazione che può essere definita come "flessione rotante", in conseguenza della quale la struttura interna dello strumento viene sottoposta a forze di compressione e di tensione che si ripetono ciclicamente durante la rotazione (8). Uno strumento introdotto in un canale curvo va incontro a flessione: la metà dello strumento che si trova sul versante esterno della curva viene sottoposta a tensione, mentre la metà che si trova verso l'interno della curva viene a trovarsi in condizione di compressione (Fig. 1a). Quando lo strumento che si trova in tali condizioni viene fatto ruotare, si verifica una modificazione continua delle condizioni di tensione e compressione della struttura nella zona di flessione: ciascuna rotazione determina un ciclo completo di compressione e di tensione (8) (Fig. 1b).

Queste deformazioni cicliche, anche se di entità minore rispetto al limite elastico del materiale (cioè non in grado di determinare alcuna deformazione permanente), provocano un progressivo danneggiamento dello strumento (7). La ripetizione ciclica delle deformazioni determina la formazione, nella zona di maggiore concentrazione degli stress, di discontinuità della struttura cristallografica del materiale, a partire da microscopici difetti superficiali preesistenti o formati, essi stessi, in conseguenza della deformazione ciclica (8). Con l'aumentare del numero dei cicli una delle discontinuità iniziali si ingrandisce lentamente, fino ad assumere il carattere di una microfessura (cretto), che tende progressivamente ad approfondirsi (7,8). Il progressivo aumento



Figg. 1 - Rappresentazione schematica degli stress subiti da uno strumento in rotazione in un canale curvo: "flessione rotante".

a. Lo strumento introdotto in un canale curvo subisce una tensione sul versante esterno della curva e una compressione su quello interno.

b. La rotazione dello strumento determina una variazione continua della condizione di tensione e compressione: dopo una rotazione di 180° la parte dello strumento che era in compressione si trova in condizione di tensione e viceversa.

Figg. 1 - Schematic representation of the stresses experienced by an instrument that rotates in a curved canal: "rotary bending".

a. When an instrument is introduced in a curved canal it undergoes a tensile stress on the outside of the curve and a compressive stress on the inside.

b. Instrument rotation determines a continuous modification in the compressive and tensile conditions: after a rotation of 180° the part of the instrument that was in compression is now in a tensile condition and vice versa.

della profondità del cretto provoca una diminuzione della resistenza nella parte residua della sezione dello strumento e, contemporaneamente, una concentrazione delle tensioni nel punto più profondo della microfessura; questi due fattori conducono invariabilmente alla rottura dello strumento (6-9).

Come abbiamo detto, la frattura per fatica avviene in maniera brusca ed improvvisa, senza segni di deformazione permanente visibili ad occhio nudo a carico dei due frammenti di frattura. Se, però, le superfici

di frattura vengono osservate al microscopio è possibile notare che queste presentano una morfologia caratteristica. È possibile distinguere due zone di differente aspetto: una zona liscia e a volte lucida, ed un'altra ruvida ed opaca (7,10). La zona liscia si forma durante la propagazione del difetto strutturale iniziale e il suo aspetto lucido è determinato dal continuo sfregamento che avviene, durante ogni ciclo di rotazione, tra le due superfici contrapposte di frattura. A forte ingrandimento, in questa zona della superficie di frattura è a volte possibile osservare delle linee concentriche, dette linee di riposo, che vanno allargandosi verso la zona di superficie granulosa; queste linee sono determinate da momentanee interruzioni dello stress (10). La parte della superficie di frattura che appare opaca e rugosa si viene a formare, invece, al momento della separazione dello strumento ed è tipica della rottura fragile per decoesione (11).

FRATTURA PER FATICA DEGLI STRUMENTI ENDODONTICI

I fattori coinvolti nell'insorgenza di questo tipo di frattura, non sono adeguatamente studiati dai tests meccanici previsti per la valutazione degli strumenti endodontici tradizionali.

La resistenza alla frattura di tutti gli strumenti endodontici viene valutata mediante i tests dettati dall'ADA Specification n°28 (12) e ISO 3630-1 (13). In questi tests, messi a punto per gli strumenti manuali, i carichi meccanici vengono sempre applicati in modo statico. Questi tests non risultano, quindi, adeguati per gli strumenti Ni-Ti meccanici, in quanto non consentono di riprodurre le condizioni di lavoro di questi strumenti: per questo motivo non permettono di valutare il rischio di frattura per fatica, che, come abbiamo detto, nel caso degli strumenti Ni-Ti assume una notevole rilevanza clinica.

Per riprodurre le condizioni di lavoro degli strumenti in Ni-Ti meccanici utilizzati con un movimento di rotazione continua, durante le prove meccaniche la punta degli strumenti non deve essere tenuta fissa, ma deve poter ruotare (14,15).

In letteratura sono riportati alcuni tests di resistenza a carico torsionale eseguiti in maniera dinamica (14-18), ma il complesso meccanismo di rottura a cui sono soggetti gli strumenti meccanici non ha ancora permesso di disporre di uno specifico dispositivo che renda possibile studiare il fenomeno di frattura per fatica degli strumenti Ni-Ti meccanici.

Al fine di rendere più sicuro l'uso clinico di questi strumenti è necessario studiare quali sono i fattori che possono influenzare il fenomeno di fatica di uno strumento.

Pruett e coll (19) nel 1997 hanno proposto un metodo per la valutazione della resistenza a fatica di strumenti Ni-Ti meccanici ed hanno messo in evidenza che le caratteristiche geometriche della curva canale esercitano una notevole influenza sul tempo di sopravvivenza a fatica degli strumenti in rotazione. La dimensione dello strumento nel punto di curvatura (calibro di punta e conicità) è un altro fattore di cui è stata messa in evidenza l'elevata influenza sulla fatica degli strumenti: maggiore la sezione dello strumento, minore è il tempo di sopravvivenza a fatica (20).

L'obiettivo di questo lavoro è stato quello di studiare la relazione esistente fra la traiettoria canale ed il rischio di frattura degli strumenti endodontici meccanici in Ni-Ti a conicità variabile, usati in rotazione continua; in particolare si è voluta valutare l'influenza che la posizione della curva lungo la traiettoria canale ha sul tempo di sopravvivenza a fatica.

A questo scopo è stata condotta una prova sperimentale su strumenti meccanici Ni-Ti con calibro e conicità variabili (Quantec, NT Co. Chattanooga TN USA), utilizzando un dispositivo appositamente studiato e realizzato.

MATERIALI E METODI

È stato ideato e quindi realizzato un dispositivo che permette agli strumenti di ruotare liberamente lungo una traiettoria curva predefinita, senza alcuna azione di taglio delle lame. In questo modo è stato possibile stu-

diare la frattura per fatica degli strumenti determinata dalla "flessione rotante", che deriva dalla rotazione degli strumenti lungo una traiettoria curva, eliminando per quanto possibile lo stress di tipo torsionale, dovuto all'azione di taglio delle lame.

Per definire le caratteristiche delle traiettorie canale da utilizzare nello studio abbiamo utilizzato il sistema di valutazione geometrico della traiettoria canale proposto da Pruett et al (19): il tratto curvilineo di un canale può essere schematizzato come l'arco di un cerchio e quindi geometricamente definito mediante il suo raggio (raggio di curvatura) e l'angolo al centro corrispondente (angolo di curvatura). Il raggio di curvatura permette di valutare la severità di una curva, la cui lunghezza è, invece, definita dalla misura dell'angolo di curvatura (Fig. 2).

Questo metodo di valutazione geometrico, permette di definire precisamente l'anda-

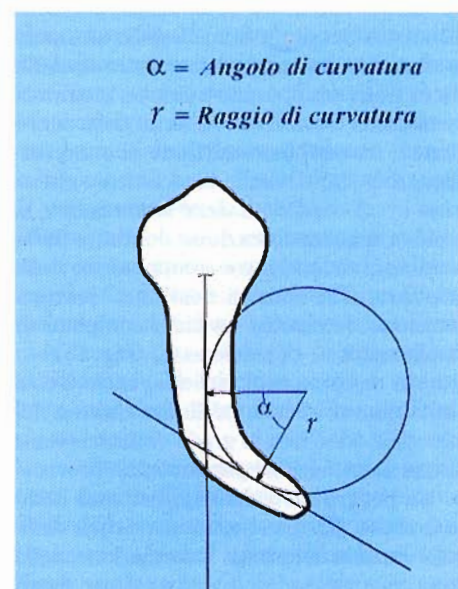


Fig. 2 - Metodo geometrico di definizione della traiettoria canale secondo Pruett e coll. (19). Una curva canale può essere definita mediante due parametri: raggio di curvatura ed angolo di curvatura.

Fig. 2 - The geometric method to judge a canal's trajectory according to Pruett and coll (19). Canal curvature may be defined by two parameters: the curvature radius and the curvature angle.

mento del tratto curvilineo della traiettoria canalare, ma non consente di avere alcuna informazione riguardo la posizione del segmento curvilineo lungo il canale.

Questo dato ci è sembrato poter avere, invece, un'importanza rilevante nel caso di utilizzo di strumenti a conicità variabile, in quanto a seconda della posizione della curva lungo la traiettoria varia il segmento dello strumento che risulta impegnato nel tratto curvo del canale, quindi variano i diametri della porzione di strumento sottoposto a flessione rotante. Dato che il tempo di sopravvivenza a fatica è inversamente proporzionale al diametro dello strumento nel punto di massima flessione (19,20), abbiamo ritenuto opportuno aggiungere al predetto sistema di valutazione geometrico

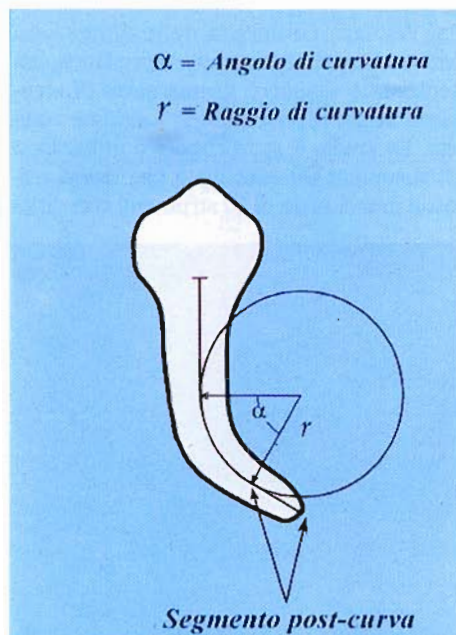
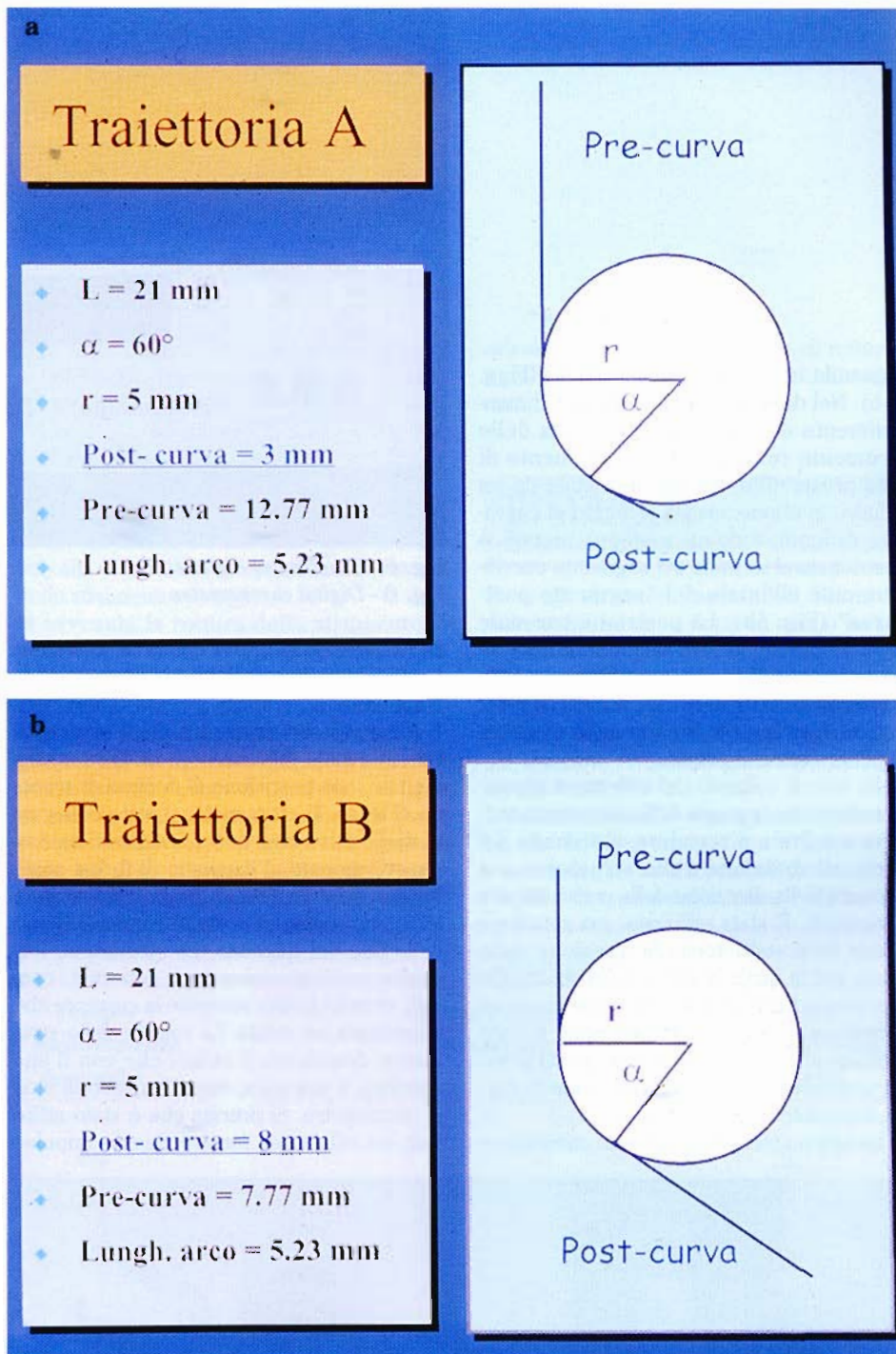


Fig. 3 - Il "segmento post-curva" permette di identificare la posizione del segmento curvilineo lungo la traiettoria canalare; corrisponde al segmento rettilineo compreso tra il punto dove termina la curva canalare ed il foramen apicale.

Fig. 3 - The "post curvature segment" makes it possible to identify the position of the curved segment along the canal's trajectory; it corresponds to the rectilinear segment that goes from the end of the curve to the apical foramen.



Figg. 4 - a. Traiettoria A - b. Traiettoria B

Figs. 4 - a. Trajectory A - b. Trajectory B.

della traiettoria canalare un nuovo parametro, che permetta di individuare precisamente il diametro dello strumento nel punto di massima sollecitazione. Abbiamo indicato questo parametro come "segmento post-curva": esso corrisponde al tratto rettilineo della traiettoria canalare compreso tra il punto dove termina il segmento curvilineo e il foramen apicale (Fig. 3). Quando la curva canalare raggiunge la zona apicale del canale il "segmento post-curva" è praticamente nullo. Negli altri casi, maggiore è la lunghezza del "segmento post-curva" tanto più la curva canalare è localizzata coronalmente.

Nel nostro studio sono state utilizzate due traiettorie canalari, aventi uguale lunghez-

za (21mm) e uguale andamento della curva (raggio di curvatura 5 mm angolo di curvatura 60°), ma che si differenziano per il valore del "segmento post-curva" (Traiettoria A "segmento post-curva" 3mm, Traiettoria B "segmento post-curva" 8mm). In altre parole, le due traiettorie differivano solamente per la posizione della curva. Queste due traiettorie sono state scelte per simulare una curvatura situata rispettivamente in una zona medio apicale e in una zona prossima all'imbocco del canale (Figg. 4a-b).

Le traiettorie sono state disegnate utilizzando il programma Autocad LT (Autodesk). È stato quindi realizzato un simulatore che consentisse di far ruotare gli strumenti

seguendo le due traiettorie stabilite (Figg. 5a-b). Nel dispositivo di simulazione il mantenimento della posizione corretta dello strumento rotante lungo il segmento di arco prestabilito era reso possibile da un cilindro in ottone, avente il raggio di curvatura di 5mm, e da un sostegno metallico posizionato al termine del segmento curvilineo, cioè all'inizio del "segmento post-curva" (Fig. 5b). La posizione coronale degli strumenti veniva mantenuta fissa da un supporto di forma semilunare, posto all'inizio della traiettoria, all'interno del quale veniva inserita la parte dello strumento più prossima al gambo.

Nella fase di collaudo del sistema si è potuto notare che la punta dello strumento tendeva a salire o a scendere, a seconda del senso di rotazione dello strumento e a seconda della direzione della curva (destra o sinistra). È stata utilizzata una rotazione oraria ed è stata scelta la direzione della curva per la quale la punta dello strumento tendeva ad innalzarsi. Per mantenere lo strumento nella corretta posizione è stato montato alla fine del "segmento post-curva" un sostegno rivestito superiormente in darlin, materiale auto lubrificante.

In questa maniera gli attriti e di conseguen-

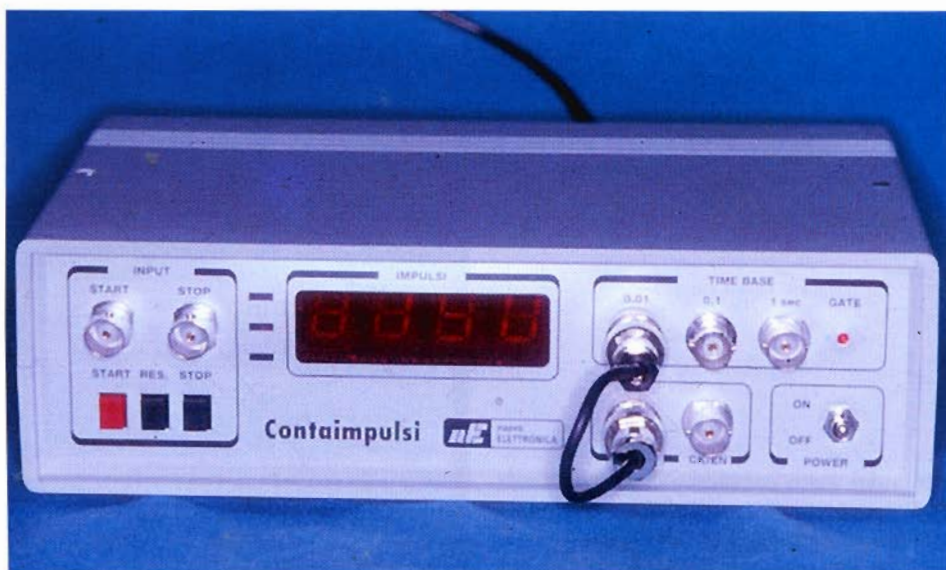


Fig. 6 - Cronometro digitale.

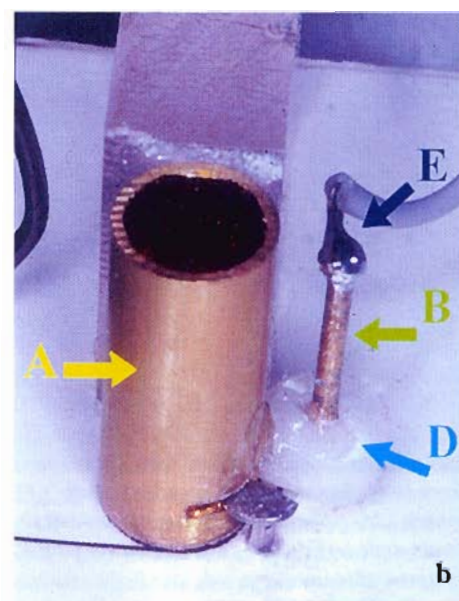
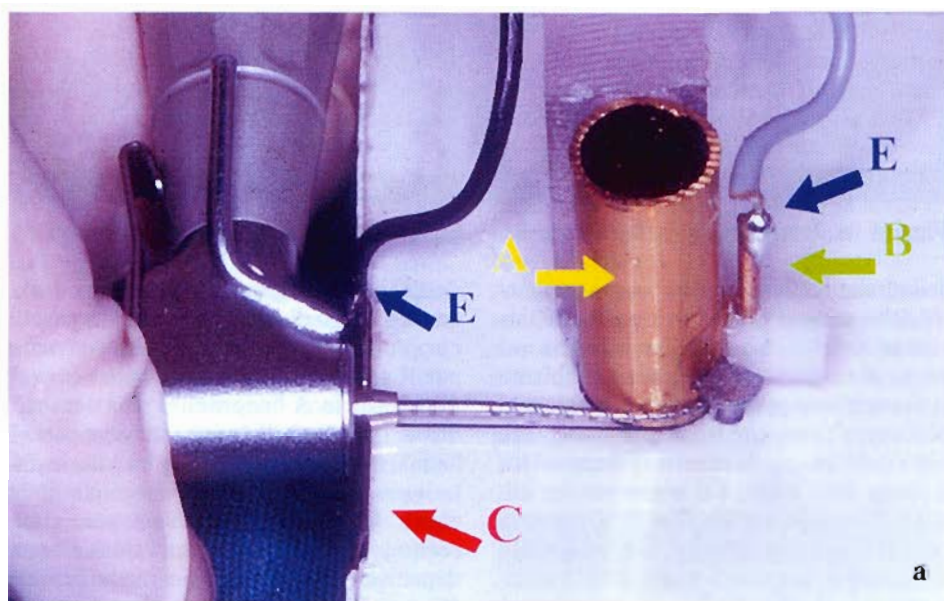
Fig. 6 - Digital chronometer.

za i carichi torsionali ai quali era sottoposto lo strumento in rotazione, risultavano ridotti al minimo.

Il tempo di sopravvivenza degli strumenti rotanti è stato misurato con un cronometro digitale, con precisione al decimo di secondo (Fig. 6). Il cronometro è stato collegato al dispositivo con due fili elettrici saldati rispettivamente al supporto di forma semilunare, posto all'inizio della traiettoria, e all'ultimo sostegno posto in corrispondenza della fine del tracciato. Lo strumento, toccando contemporaneamente entrambi i contatti elettrici faceva scorrere la corrente che alimentava un relais. La rottura dello strumento disattivava il relais, che con il suo contatto, a sua volta, dava l'impulso di stop al cronometro. Si precisa che è stato utilizzato un relais per fornire questo impulso

poiché, se fosse stato collegato direttamente lo strumento al cronometro, si sarebbero avute delle false interruzioni, dovute al particolare disegno e disposizione delle lame dello strumento, che avrebbero determinato un inevitabile distacco dalle pareti del cilindro durante la rotazione. Sui contatti della bobina del relais è stato saldato un diodo al silicio, per eliminare le sovratensioni che si sarebbero potute percepire toccando la basetta al momento della frattura dello strumento.

Per valutare l'influenza delle dimensioni dello strumento sulla frattura per fatica, era necessario disporre di una serie di strumenti aventi diversi calibri di punta e conicità. Lo studio è stato condotto utilizzando gli strumenti Quantec, dato che questi esistono in una serie di 10 strumenti con diffe-



Figg. 5 a-b - Dispositivo realizzato per ottenere la rotazione degli strumenti lungo la traiettoria stabilita in assenza di stress torsionali: A = cilindro in ottone; B = sostegno metallico posto al termine del segmento curvilineo; C = supporto semilunare posto all'inizio della traiettoria; D = sostegno in darlin; E = contatti elettrici.

Figs. 5 a-b - The device constructed in order to make instruments rotate along the pre-established trajectory without torsional stresses: A = brass cylinder; B = metallic support positioned at the end of the curved segment; C = support positioned at the beginning of the trajectory; D = support covered with darlin; E = electric connections.

renti calibri di punta e conicità. I Quantec n° 2, 3, 9 e 10 hanno una conicità standardizzata (.02) ed un diametro in punta rispettivamente #15, 20, 40 e 45, mentre gli strumenti n° 4, 5, 6, 7 e 8 presentano lo stesso diametro in punta (#25), ma una conicità crescente (.02, .03, .04, .05, .06).

Gli strumenti utilizzati nella prova sono stati i Quantec nelle misure dal n° 2 al n° 8, che costituiscono un'adeguata variabilità di calibri di punta e di conicità.

In ciascuna delle due traiettorie scelte sono stati testati 10 strumenti per ciascuna misura, per un complessivo numero di 140 strumenti. La rotazione continua è stata ottenuta mediante un manipolo contrangolo con riduzione 16:1, montato su di un motore elettrico.

Il protocollo sperimentale prevedeva le seguenti fasi:

■ inserimento del file nel manipolo;

■ posizionamento del gambo dello strumento nel supporto di forma semilunare e adattamento della restante parte del file nella guida creata dal cilindro di ottone e dal supporto metallico, in modo che lo strumento seguisse la traiettoria prestabilita;

■ attivazione contemporanea e sincronizzata del cronometro e del micromotore regolato alla velocità di 340 rpm, fino alla rottura dello strumento;

■ avvenuta la rottura dello strumento si prendeva nota del tempo di sopravvivenza indicato dal display del cronometro.

Per identificare con esattezza il punto di rottura dello strumento è stata misurata la lunghezza del frammento apicale fratturato, utilizzando un calibro di precisione di 5/10 di mm. Tenendo conto del calibro di punta e della conicità del singolo strumento è stato poi determinato il calibro dello strumento nel punto di rottura. È stata, inoltre,

calcolata la distanza tra il punto di rottura e il punto di massima curvatura dello strumento in quella data traiettoria.

RISULTATI

Tutti gli strumenti sottoposti alla prova sono andati incontro dopo un tempo variabile a frattura improvvisa, senza alcun segno di deformazione visibile dei due frammenti dello strumento. I valori medi relativi ai tempi di sopravvivenza e al punto di frattura per ciascuno strumento sono riportati nelle tabelle 1 e 2.

I risultati ottenuti ci permettono di affermare che la "flessione rotante", anche in assenza degli stress torsionali derivanti dall'azione di taglio delle lame, è da sola in

TRAIETTORIA A

N°	Caratteristiche strumento	Tempo di sopravvivenza (secondi)
2	S = 15 T = 02 Bianco	493
3	S = 20 T = 02 Giallo	155
4	S = 25 T = 02 Rosso	130
5	S = 25 T = 03 Rosa	83
6	S = 25 T = 04 Celeste	60
7	S = 25 T = 05 Arancio	51
8	S = 25 T = 06 Viola	23

Tab. 1 - Traiettorie A: tempo di sopravvivenza degli strumenti.

Tab. 1 - Trajectory A: instruments' lifetimes.

TRAIETTORIA B

N°	Caratteristiche strumento	Tempo di sopravvivenza (secondi)
2	S = 15 T = 02 Bianco	262
3	S = 20 T = 02 Giallo	143
4	S = 25 T = 02 Rosso	101
5	S = 25 T = 03 Rosa	70
6	S = 25 T = 04 Celeste	44
7	S = 25 T = 05 Arancio	12
8	S = 25 T = 06 Viola	3








Tab. 2 - Traiettorie B: tempo di sopravvivenza degli strumenti.

Tab. 2 - Trajectory B: instruments' lifetimes.








grado di determinare, dopo un certo numero di rotazioni, la frattura per fatica degli strumenti Ni-Ti meccanici. Il tempo di sopravvivenza a fatica è risultato inversamente proporzionale al diametro dello strumento nel punto di massima curvatura, che è il punto dove gli stress si concentrano maggiormente. In ciascuna traiettoria, infatti, il tempo di sopravvivenza diminuiva all'aumentare del calibro in punta o

della conicità dello strumento. Nella traiettoria A la rottura per fatica del Quantec n°2 (#15 conicità .02) è avvenuta in media dopo 493 secondi. Il tempo è risultato diminuire progressivamente per gli strumenti con la stessa conicità (.02), ma calibro di punta crescente (#20-25) (Quantec #3 155 secondi Quantec #4 130 secondi) ed in maniera ancora più evidente per gli strumenti con lo stesso calibro di

punta, ma conicità crescente. I tempi di sopravvivenza osservati per gli strumenti di maggiore conicità sono risultati considerevolmente minori (conicità .05 51 secondi e .06 23 secondi). I tempi di sopravvivenza rilevati nel caso della Traiettoria B sono risultati minori rispetto a quelli ottenuti con gli stessi strumenti nella Traiettoria A. Anche nella Traiettoria B è stato possibile notare una

TRAJETTORIA A				
N°	Caratteristiche strumento	Punto di rottura (mm)	Diametro nel punto rottura (mm)	Distanza dal punto max curvatura (mm)
2	S = 15 T = 02 Bianco	 4.0	0.2	1.6
3	S = 20 T = 02 Giallo	 4.3	0.3	1.3
4	S = 25 T = 02 Rosso	 5.2	0.4	0.4
5	S = 25 T = 03 Rosa	 4.0	0.4	1.6
6	S = 25 T = 04 Celeste	 4.0	0.4	1.6
7	S = 25 T = 05 Arancio	 4.3	0.5	1.3
8	S = 25 T = 06 Viola	 4.3	0.5	1.3

Tab. 3 - Traiettoria A: Punto di rottura degli strumenti: lunghezza del frammento apicale. Diametro degli strumenti nel punto di rottura. Distanza tra il punto di rottura degli strumenti e punto di massima curvatura.
Tab. 3 - Trajectory A. Instruments' breaking point: length of the apical fragments. Instruments' diameters at the point of failure. Distances between instruments' breaking point and the point of greatest curvature.

TRAJETTORIA B				
N°	Caratteristiche strumento	Punto di rottura (mm)	Diametro nel punto rottura (mm)	Distanza dal punto max curvatura (mm)
2	S = 15 T = 02 Bianco	 10.5	0.35	0.11
3	S = 20 T = 02 Giallo	 12	0.44	-1.39
4	S = 25 T = 02 Rosso	 11.5	0.48	-0.89
5	S = 25 T = 03 Rosa	 11.5	0.595	-0.29
6	S = 25 T = 04 Celeste	 11	0,65	-0.39
7	S = 25 T = 05 Arancio	 11.5	0.825	-0.89
8	S = 25 T = 06 Viola	 11.5	0.94	-0.89

Tab. 4 - Traiettoria B: Punto di rottura degli strumenti: lunghezza del frammento apicale. Diametro degli strumenti nel punto di rottura. Distanza tra il punto di rottura degli strumenti e punto di massima curvatura.
Tab. 4 - Trajectory B. Instruments' breaking point: length of the apical fragments. Instruments' diameters at the point of failure. Distances between instruments' breaking point and the point of greatest curvature.

relazione tra dimensioni dello strumento (calibro di punta e conicità) e tempo di rotazione dello strumento prima della frattura, come nella Traiettorie A. Il Quantec n° 2 è andato incontro a frattura dopo 262 secondi; il tempo è risultato diminuire sia al crescere del calibro di punta (Quantec n° 3 143 secondi e n° 4 101 secondi), che al crescere della conicità.

Confrontando i risultati ottenuti per gli strumenti della stessa misura nelle due diverse traiettorie si può osservare che i tempi di sopravvivenza nella Traiettorie A (con "segmento post-curva" minore) sono risultati per tutti gli strumenti maggiori rispetto a quelli rilevati per la Traiettorie B. Questo a conferma di quanto da noi ipotizzato, cioè che la posizione della curva lungo la traiettoria canalare ha un'influenza determinante sulla frattura per fatica degli strumenti.

In entrambe le traiettorie il punto di rottura è risultato sostanzialmente costante per tutte le misure degli strumenti (Tabb. 3 e 4).

Nella traiettoria A (con "segmento post-curva" minore) il punto di rottura era situato in media a 4.5 mm dalla punta dello strumento, mentre nella Traiettorie B (con "segmento post-curva" maggiore) il punto di rottura si trovava a circa 11.5 mm rispetto alla punta. La distanza del punto di rottura rispetto al punto di massima curvatura è risultata piuttosto costante ed omogenea in ciascuna delle due traiettorie: nella Traiettorie A il punto di rottura si trovava circa 1.5 mm apicalmente al punto di massima curvatura, mentre nella Traiettorie B esso si trovava a circa 0.77 mm coronalmente al punto di massima curvatura.

CONCLUSIONI

Obiettivo di questo studio è stato quello di valutare l'influenza della traiettoria canalare sul rischio di frattura per fatica di strumenti endodontici meccanici in Ni-Ti a conicità variabile. In particolare, si è voluto studiare l'effetto che la posizione della curva lungo la traiettoria ha sul tempo di sopravvivenza

a fatica degli strumenti.

Il dispositivo utilizzato per questa prova permetteva di far ruotare gli strumenti liberamente, mentre questi si trovavano in condizione di flessione lungo una predefinita traiettoria canalare, in assenza dei carichi torsionali derivanti dall'azione di taglio delle lame.

Per definire le caratteristiche geometriche della traiettoria canalare sono stati utilizzati tre parametri: angolo di curvatura, raggio di curvatura e lunghezza del "segmento post-curva"; quest'ultimo parametro è stato introdotto per definire la posizione della curva lungo la traiettoria canalare. Nello studio sono state utilizzate due traiettorie che differivano esclusivamente per la lunghezza del "segmento post-curva".

I risultati ottenuti ci hanno permesso di confermare che la rotazione continua di uno strumento meccanico in Ni-Ti all'interno di una traiettoria curvilinea, anche in assenza degli stress torsionali derivanti dall'azione di taglio delle lame, è in grado di determinare la frattura degli strumenti per fatica.

È stato, inoltre, possibile osservare che il tempo di sopravvivenza a fatica degli strumenti Ni-Ti usati in rotazione lungo una traiettoria curva è inversamente proporzionale al diametro dello strumento nel punto di massima curvatura. Quindi dipende dal calibro di punta e dalla conicità dello strumento e dalla posizione della curva lungo la traiettoria. Infatti, in entrambe le traiettorie canalari è stata evidenziata una diminuzione del tempo di sopravvivenza all'aumentare del calibro di punta e della conicità degli strumenti. Inoltre, i tempi di sopravvivenza rilevati per tutti gli strumenti nella traiettoria con "segmento post-curva" maggiore (cioè con curvatura in posizione più coronale) sono risultati inferiori.

I tempi di sopravvivenza ottenuti in questo studio possono apparire ad una prima valutazione piuttosto ridotti, ma si deve tenere conto per prima cosa della severità della curva, poi del fatto che in questa prova gli strumenti si trovavano in condizioni di massima flessione nello stesso punto dello strumento per tutto il tempo della rotazione, diversamente da quanto si verifica durante l'impiego clinico. Infatti, clinicamente, quan-

do uno strumento avanza nel canale il suo punto di flessione varia man mano che questo progredisce nel canale.

È stato dimostrato per gli strumenti in acciaio che il movimento assiale è in grado di aumentare in modo significativo la vita a fatica di strumenti endodontici rotanti in una traiettoria curva (17), in quanto determina una variazione della zona dello strumento soggetta allo stress.

I risultati di questo studio mostrano che la posizione della curvatura lungo la traiettoria del canale è un altro fattore che ha un notevole effetto sulla fatica degli strumenti Ni-Ti rotanti. I tempi di sopravvivenza rilevati nel caso della Traiettorie B, in cui la curvatura si trova in prossimità dell'imbocco canalare, sono per tutte le misure di strumenti nettamente inferiori rispetto a quelli rilevati per la Traiettorie A, la cui curva presenta le stesse caratteristiche geometriche, ma che è localizzata nella porzione apicale del canale. In particolare i tempi rilevati per gli strumenti a conicità più alta (.05 - .06) risultano particolarmente ridotti.

In un canale con una curvatura accentuata localizzata in prossimità dell'imbocco canalare non è consigliabile portare verso l'apice strumenti di conicità elevata, perché gli strumenti lavorerebbero in una condizione di pericolo. Secondo la nostra opinione, in una situazione di questo tipo, che riguarda molti canali di molari, questi strumenti possono essere inizialmente fatti lavorare solo nella prima parte del canale, percorrendo il tratto curvo del canale con la porzione apicale degli strumenti che è più sottile; in questo modo la porzione di maggiore diametro degli strumenti non viene impegnata nella zona di canale ove lo stress è maggiore. L'azione di questi strumenti limitata alla parte più coronale del canale consente di creare lo spazio necessario per introdurre e far lavorare in modo passivo, sulla parete esterna della curva, alcuni strumenti in acciaio (ad esempio Gates Glidden o Largo), che permettono di ottenere facilmente ed in sicurezza una certa azione di rettificazione del tratto coronale di questo tipo di canale. Una volta eliminata, o comunque ridotta, questa curvatura coronale diviene più sicuro portare verso l'apice gli strumenti Ni-Ti a conicità aumentata con

una sostanziale riduzione del rischio di frattura per fatica.

Considerando i risultati di questo studio e quanto già osservato da altri Autori (19,20) è possibile affermare che durante l'impiego clinico, per ridurre il rischio di frattura per fatica e aumentare la vita media degli strumenti, è importante ridurre, per quanto possibile, il tempo durante il quale ciascuno strumento viene fatto ruotare nella curva canalare. Una volta raggiunta la lunghezza di lavoro, o comunque il punto di massima penetrazione possibile per ciascuno strumento, non ci si deve soffermare in quella posizione con lo strumento in rotazione, ma lo strumento deve essere estratto dal canale. Rimanere con lo strumento alla stessa profondità non solo è inutile, ma è anche pericoloso perché riduce la vita dello strumento aumentando il rischio di frattura per fatica.

Dato che la frattura per fatica degli strumenti non è preceduta da alcuna deformazione visibile, per prevenire questo incidente è necessario scartare gli strumenti dopo che questi hanno compiuto un certo lavoro. La fatica degli strumenti dipende non solo dal tempo di rotazione, ma è fortemente condizionata dalla traiettoria dei canali in cui sono stati fatti lavorare, perciò per stabilire quando è consigliabile scartare uno strumento non è sufficiente tenere conto del numero dei canali preparati con quello strumento, ma è necessario considerare anche le caratteristiche geometriche delle loro traiettorie.

BIBLIOGRAFIA

1. Glosson CR, Haller RH, Brent Dove S, del Rio CE. A comparison of root canal preparation using Ni-Ti hand, engine driven and K-Flex endodontic instruments. *J Endodon* 1996; 21: 146-151.
2. Esposito PT, Cunningham CJ. A comparison of canal preparation with nickel-titanium ad stainless steel instruments. *J Endodon* 1995; 21: 173-176.
3. Gambill JM, Alder M, del Rio C. Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand file instrumentation using computered tomography. *J Endodon* 1996; 22: 369-375.
4. Malagnino VA, Maggiore F, Passariello P. La preparazione dei canali radicolari curvi con i MacFiles: verifica del mantenimento della traiettoria canalare originaria. *G It Endo* 1996; 4: 174-81.
5. 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; 11: 603-607.
6. Simionato F. Tecnologie dei materiali dentali. III° ed. Piccin Editore Padova Italy 1985: 124-6.
7. Radogna EF. Tecnica delle costruzioni. Editoriale ESA Milano Italy 1989: 35-38.
8. Dieter GE. Mechanical metallurgy. 3rd ed. McGraw-Hill New York USA 1986: 119, 138, 185-8, 382-7, 394.
9. Callister WD Jr. Materials Science and engineering. an introduction. 3rd Ed. John Wiley & Sons, Inc New York USA 1994.
10. Rossetti VA. Dispense del corso di tecnologie dei materiali e chimica applicata. Università degli Studi di Roma "La Sapienza" Facoltà di Ingegneria, Rome Italy 1995.
11. Crandall SH, Dhal NC, Lardner TJ. An introduction to the mechanics of solids. 2nd Ed McGraw Hill New York USA 1972: 416-77.
12. Council on Dental Materials and Devices. New ADA Specification N° 28 for endodontic files and reamers. *J Am Dent Assoc* 1976; 93: 813-8.
13. International Standard Organization: ISO 3630-1. Dental Root canal instruments- Part I: files, reamers, barbed broaches, rasps, paste carriers, explorers and cotton broaches. Genf: International Standard Organization, 1992.
14. Sotokawa T. An analysis of clinical breakage of root canal instruments. *J Endodon* 1988; 14: 75-82.
15. Serene TP, Adams JD, Saxena A. Nickel-titanium instruments: applications in endodontics. St Louis Ishiyyaku Euro America Inc. 1994: 49-65.
16. Branteley WA, Luebkle H, Luebkle FL, Mitchell JC. Performance of engine-driven rotary endodontic instruments with a superimposed bending deflection. V. Gates Glidden and Peeso drills. *J Endodon* 1994; 20: 241-5.
17. Dederich DN, Zakariasen KL. The effects of cyclical axial motion on rotary endodontic instrument fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1986; 61: 192-6.
18. Haikel Y, Gasser P, Allemann C. Dynamic fracture of hybrid endodontic hand instruments compared with traditional files. *J Endodon* 1991; 17: 217-20.
19. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic Fatigue Testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endodon* 1997: 77-85.
20. Haikel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endodon* 1999; 6: 434-40.