

* Vito Antonio Malagnino
 * Paola Passariello
 * Luigi Canullo

Università "Gabriele D'Annunzio" - Chieti
 Facoltà di Medicina e Chirurgia
 Corso di Laurea in Odontoiatria e Protesi Dentaria
 Cattedra di Pedodonzia
 Titolare: Prof. Vito Antonio Malagnino

Corrispondenza:
 Prof. Vito Antonio Malagnino
 00161 Roma - Viale Ippocrate, 97
 Tel. 06/4469955 - Fax 06/4457464

Studio comparativo "in vitro" fra canali curvi preparati con strumenti rotanti in nichel-titanio a punta attiva e non

In vitro comparative study between curved root canals prepared by engine driven nickel-titanium instruments with cutting and non cutting tip.

RIASSUNTO

Lo scopo di questo studio è di valutare, attraverso una metodica di analisi computerizzata, l'importanza della punta degli strumenti in Ni-Ti nella qualità della sagomatura canalare *in vitro*. Sono stati usati, a questo scopo, le serie Quantec SC (a punta attiva) ed LX (a punta non attiva) in 20 canali artificiali con curvatura sovrapponibile. È stata effettuata una foto pre e postoperatoria; ne è conseguita la sovrapposizione mediante scanner ad alta risoluzione ed un'analisi computerizzata. I risultati hanno evidenziato minime alterazioni (nell'ordine di pochi millesimi di mm) della morfologia canalare; l'analisi dei dati ha consentito, inoltre, di sottolineare solo lievi differenze tra le preparazioni effettuate con le due serie di strumenti.

Parole chiave: Endodonzia. Leghe nichel-titanio. Strumentazione Canalare. Punta.

ABSTRACT

Introduction

Ni-Ti instruments, thanks to alloy superelastic properties, allow more favorable behavior in curved canals.

Instruments made by this alloy are able to follow the curve course, staying centered in the canal. This property could, ideally, allow exalting positive features of a cutting tip (better cut and progress in the canal).

The aim of this study is to verify the role of the tip (cutting or non-cutting) in Ni-Ti engine driven instruments.

Materials and methods

Only one instrument with same shape and different tip is on the market: Quantec Series are SC (Safe Cutting Tip) and LX (Non cutting tip).

We made 20 plastic canals with same shape. 10 canals were prepared by Quantec SC and 10 by Quantec LX.

We took a pre op and a post op photo. They were superimposed and a computerized

analysis was done. Six measurements were taken every 3 mm, perpendiculary at long axis, beginning from first apical mm. We analyzed measurements of internal or external deformations. We calculated the mean of those measurements. We measured the time taken to prepare a canal, too.

Results

The mean time is about 63" for SC and 68" for LX.

No instrument was broken or deformed during the preparation.

For SC, we found:

1 mm: absolute deformation mean: 0.017 mm

4 mm: absolute deformation mean: 0.109 mm

7 mm: absolute deformation mean: 0.050 mm

10 mm: absolute deformation mean: 0.054 mm

13 mm: absolute deformation mean: 0.072 mm

16 mm: absolute deformation mean: 0.035 mm.

For LX, we found:

1 mm: absolute deformation mean: 0.016 mm

4 mm: absolute deformation mean: 0.033 mm

7 mm: absolute deformation mean: 0.059 mm

10 mm: absolute deformation mean: 0.063 mm

13 mm: absolute deformation mean: 0.065 mm

16 mm: absolute deformation mean: 0.018 mm.

Discussion

From data analysis we found homogeneous time to prepare one canal: about 70". This time is very smaller than other study described by Literature.

Cases prepared by SC instruments showed absolute prevalence of work on internal wall, in coronal zone, absolute prevalence of work on external wall, in curved zone, and a balance in apical portion.

The absolute deformation means is very light, in this zone. higher, in middle portion, and intermediate, in coronal zone.

Cases prepared by LX instruments showed absolute prevalence of internal wall work, in coronal zone, absolute prevalence of external wall work, in curved zone, and a balance in apical portion.

The absolute deformation mean is very light, in apical zone, and minimally higher, in middle and coronal portions.

The highest difference between the two groups is located at the apical portion of curved zone: in canals prepared by Quantec SC we found a bigger external deformation.

Conclusions

The study evidenced:

1. High preparation speed.
2. Absence of instrument fractures and deformations.
3. Absence of canal deformations or ledges.
4. Absence of work length loss.
5. Absence of debris plugs.
6. Absence of deformations in apical portions.
7. Light deformations in curved portion in SC group.
8. Tapered shape of canals.

INTRODUZIONE

La letteratura presenta pochi studi riguardo l'importanza della punta negli strumenti per endodonzia, la totalità dei quali riguarda lime in acciaio; sul nichel-titanio, infatti, a causa della recente immissione sul mercato, non ci sono studi a riguardo.

Gli articoli presenti dimostrano come gli strumenti in acciaio con punta attiva permettano un miglior avanzamento in canali calcificati e curvi; la punta tagliente, infatti, consente una duplice funzione: permette allo strumento di avanzare e rende accessibile alla restante parte del file le porzioni calcificate del canale (1,2).

D'altra parte, l'aspetto negativo di una punta siffatta è rappresentato dalla possibilità di creare, se usata in maniera incongrua, delle tacche e delle perforazioni: possibili risultati della deformazione del canale per il maggior lavoro sulla parete esterna (1).

Malagnino VA, Passariello P, Canullo L. Studio comparativo *in vitro* fra canali curvi preparati con strumenti rotanti in nichel-titanio a punta attiva e non. *G It Endo* 1998; 2: 64-69

Per tentare di minimizzare quest'inconveniente, sono stati immessi sul mercato strumenti che presentano punte arrotondate, non in grado, cioè, di tagliare la dentina. Oltre alla significativa diminuzione del rischio di gradini, si è notata la capacità della punta non attiva di effettuare una preparazione più omogenea, da mettere in relazione anche alla tecnica d'uso (3).

Le caratteristiche negative di questo tipo di strumento, però, sono rappresentate dalla possibilità di creare attrito durante la progressione: ciò potrebbe provocare stress allo strumento e un conseguente considerevole aumento del rischio di frattura con maggior spinta apicale di detriti (4,5,6).

I numerosi studi effettuati sulle nuove leghe nichel-titanio ne hanno dimostrato le doti di super elasticità (7,8,9,10,11,12), facendo supporre che gli strumenti costruiti con questo materiale possano permettere un più favorevole comportamento in canali curvi, se usati con movimento di rotazione continua. Grazie alle loro caratteristiche meccaniche, tali strumenti possono essere utilizzati anche montati su micromotore a bassa velocità di giri. Molte ricerche confermano che questo tipo di preparazione consente, inoltre, una strumentazione più veloce, e la possibilità di creare una morfologia canalare prestabilita in associazione ad una maggiore rimozione di detriti (13,14,15).

La sperimentata capacità delle leghe nichel-titanio di seguire l'andamento della curva, rimanendo centrato all'interno del canale (taglio perimetrale), potrebbe, teoricamente, consentire di sfruttare i vantaggi di una punta attiva (taglio e progressione all'interno dei canali migliori), riducendone i pericoli (rischio di gradini e perforazioni).

Lo scopo di questo studio è quello di verificare l'effetto della punta (attiva e non attiva) di strumenti in Ni-Ti montati su micromotore.

MATERIALI E METODI

In commercio si trova un unico strumento con le medesime caratteristiche e differente punta.

La serie Quantec 2000, infatti, si presenta



Fig. 1 - Immagine al microscopio ottico della punta di uno strumento Quantec SC.

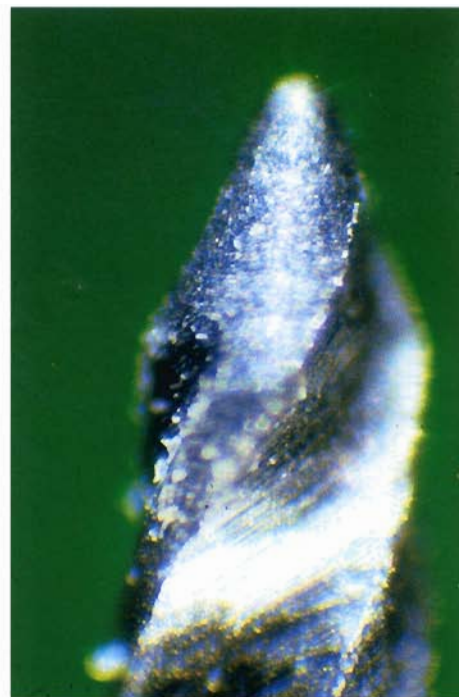


Fig. 2 - Immagine al microscopio ottico della punta di uno strumento Quantec LX.

sotto due forme: Quantec SC (Safe Cutting Tip) (Fig. 1), con punta attiva, e Quantec LX, con parte terminale non tagliente (Fig. 2).

Sono stati scelti 20 canali artificiali in resina con anatomia sovrapponibile: lunghezza 17 mm, diametro apicale #25, conicità .02, raggio di curvatura 4 mm, angolo di curvatura 56°, tratto post curva 2 mm (15). Il segmento rettilineo del canale misurava 11 mm, la parte curvilinea 6 mm (Fig. 3).

Sono stati divisi in due gruppi: dieci trattati con Quantec SC e dieci con Quantec LX.

È stata costruita una staffa in grado di mantenere fissa la distanza del blocchetto di resina dall'obiettivo della macchina fotografica (CANON - A I con ottica 100 mm, fuoco 5.6; soffietto Canon Autobellow con espansione 175 ed ingrandimento 3.5 x). Un fermo permetteva, inoltre, di reinserire i blocchetti sempre nella stessa posizione, annullando deformazioni fotografiche.

È stato utilizzato un rullino Kodak EPT 160 T. Il metodo scelto per valutare la variazione della morfologia canalare dopo la preparazione è stato quello di sovrapporre il margine del canale prima e dopo la strumentazione. Per questo motivo sono state eseguite 2 fotografie del canale, una pre e una postoperatoria, in modo da evidenziare la massima curvatura dello stesso (16).

Previa ripresa fotografica preoperatoria, è stata effettuata la preparazione dei due gruppi di canali seguendo la tradizionale metodica Quantec descritta in letteratura (17):

- #1 (punta 25, conicità .06) a 2 mm dall'apice;
- #2 (punta 15, conicità .02) a lunghezza di lavoro;
- #3 (punta 20, conicità .02) a lunghezza di



Fig. 3 - Esempio di canale artificiale utilizzato per la sperimentazione.

lavoro;

- #4 (punta 25, conicità .02) a lunghezza di lavoro;

- #5 (punta 25, conicità .03) a lunghezza di lavoro;

- #6 (punta 25, conicità .04) a lunghezza di lavoro;

- #7 (punta 25, conicità .05) a lunghezza di lavoro;

- #8 (punta 25, conicità .06) a lunghezza di lavoro;

Non è stata eseguita la strumentazione con il #9 e #10.

Il #9 (punta 40 e conicità .02) è uno stru-

mento che, secondo la sequenza suggerita da McSpadden (17), deve essere portato ad 1 mm dall'apice; in questo modo esso compie il suo lavoro di taglio per una lunghezza di 1,5 mm, ma per uno spessore di circa 9 centesimi di mm; sui modelli scelti, la zona di lavoro del #9 è proprio nella parte critica della curva. La forte differenza di diametro per una lunghezza molto limitata è in grado di determinare notevoli differenze di risultato, anche per piccole variazioni di pressione durante l'uso dello strumento.

Per questo stesso motivo, per altro, anche nella pratica clinica suggeriamo, nei canali curvi, una preparazione apicale più frazionata (18).

Il #10 è utilizzato esclusivamente nella porzione dritta del canale, con azione di filing circumferenziale: per questo motivo non è stato inserito nella sperimentazione.

Dopo l'utilizzo del #8 è stata effettuata una seconda fotografia.

Ogni strumento è stato utilizzato solamente per tre canali, per cercare di lavorare in condizioni il più possibile omogenee.

Sono stati misurati i tempi di preparazione sia parziali (strumento per strumento) che totali (serie per serie).

Le fotografie sono state, dunque, digitalizzate mediante uno scanner ad alta risoluzione e trasformate in immagini in bianco e nero (Figg. 4 e 5), in modo da permettere una miglior definizione della stessa e una più chiara lettura dei margini del canale. L'immagine è stata ingrandita 35.000 volte (un maggiore fattore di ingrandimento l'avrebbe resa poco leggibile).

Attraverso l'uso di Corel Draw 7.0, è stato marcato il perimetro del canale non ancora strumentato.

L'immagine così ricavata è stata sovrapposta alla foto del canale preparato (Fig. 6). Sono state, quindi, effettuate sei misurazioni che quantificassero in mm il lavoro svolto dagli strumenti sulla parete interna ed esterna del canale. Le misurazioni sono state eseguite ogni 3 mm a partire dal primo millimetro apicale perpendicolarmente all'asse lungo del canale (Figg. 7 e 8).

Le misure così effettuate sono state inserite in una tabella, analizzate calcolandone le differenze e le medie (Tabb. 1 e 2).

Sono state calcolate, per ogni misurazione,



Fig. 4 - Immagine digitalizzata in b/n del canale non strumentato.

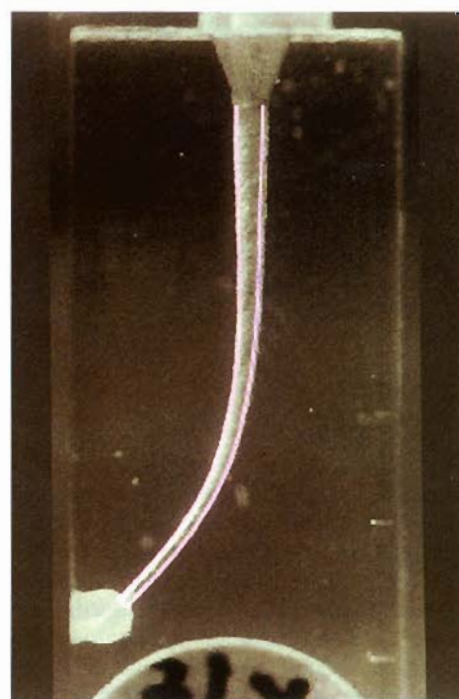


Fig. 6 - Immagine di caso sovrapposto.

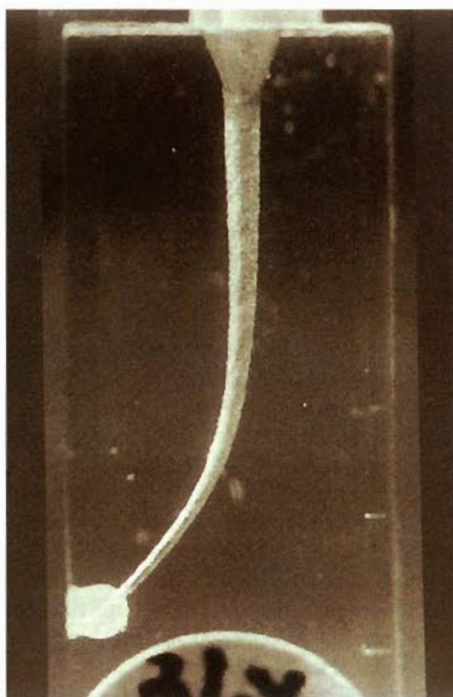


Fig. 5 - Immagine digitalizzata in b/n del canale strumentato.

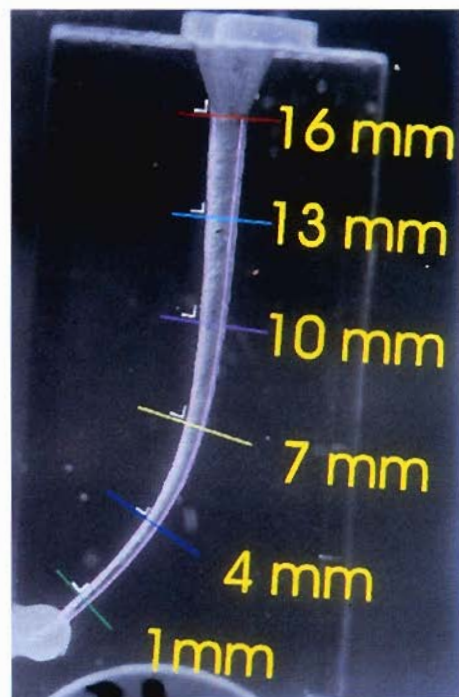


Fig. 7 - Immagine di caso sovrapposto con misurazioni ogni 3 mm partendo dal primo mm apicale.

le medie delle deformazioni effettuate su ogni parete (esterna ed interna) ed una media di deformazione assoluta (senza calcolare, cioè se questa fosse interna od esterna alla curva).

RISULTATI

L'analisi dei tempi permette di evidenziare come per la sagomatura completa, con questa serie di strumenti, di una siffatta anatomia canalare siano necessari in media 68" per il gruppo LX e 63" per il gruppo SC. Durante la preparazione dei blocchetti in resina, nessuno strumento, sia SC, sia LX, è stato deformato o rotto.

Il calcolo delle differenze delle misurazioni

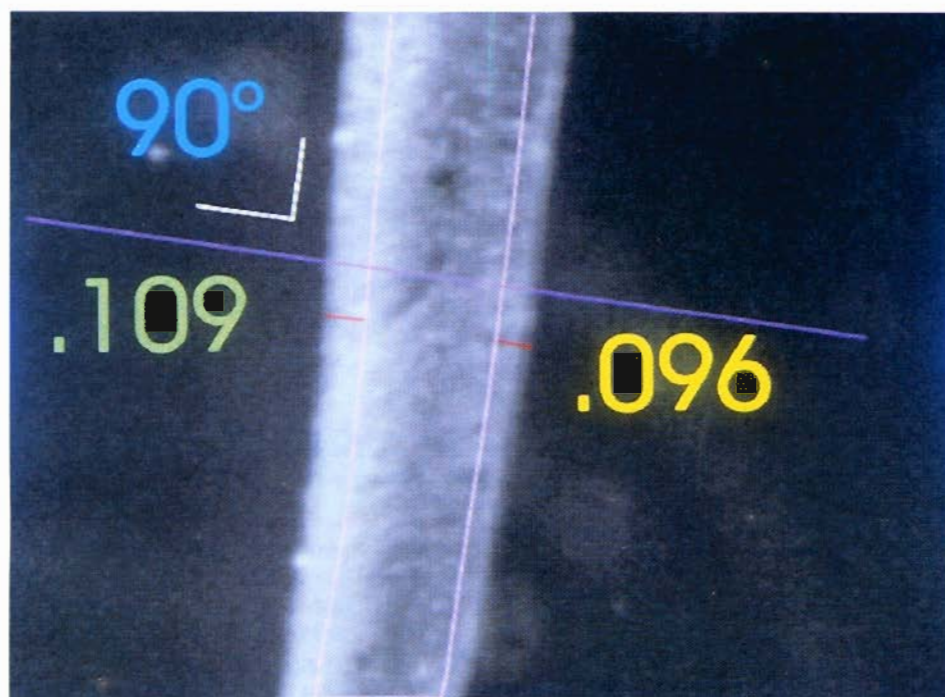


Fig. 8 - Ingrandimento della Fig. 6, che evidenzia i margini del canale pre e post-strumentazione e le lacche di misurazione, perpendicolari all'asse lungo del canale.

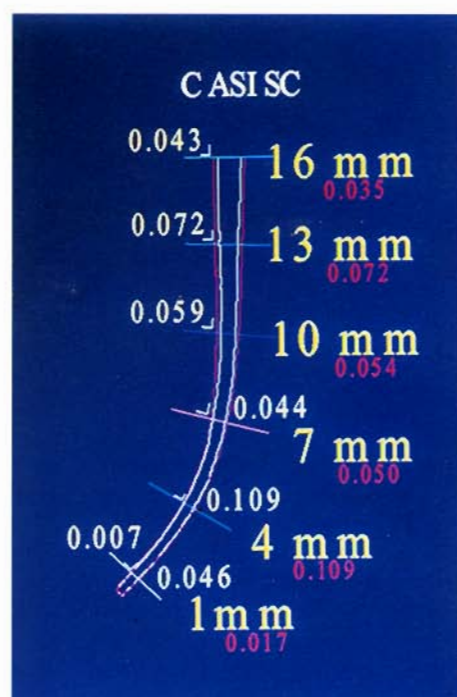


Fig. 9 - Schema delle medie di deformazione dei casi preparati con Quantec SC. In rosso, sotto la misura del taglio, il valore della media di deformazione assoluta.

	1 mm	4 mm	7 mm	10 mm	13 mm	16 mm
1 SC	0.009 I	0.121 E	0.086 E	0.000	0.005 I	0.022 I
2 SC	0.000	0.094 E	0.029 E	0.021 I	0.146 I	0.002 E
3 SC	0.003 I	0.061 E	0.085 E	0.008 I	0.007 I	0.092 I
4 SC	0.018 I	0.071 E	0.026 E	0.063 E	0.114 I	0.037 I
5 SC	0.005 I	0.121 E	0.021 E	0.051 I	0.029 I	0.028 I
6 SC	0.003 I	0.088 E	0.007 E	0.131 I	0.156 I	0.005 E
7 SC	0.000	0.122 E	0.026 E	0.023 I	0.059 I	0.078 I
8 SC	0.028 E	0.180 E	0.059 E	0.076 I	0.077 I	0.072 I
9 SC	0.071 E	0.134 E	0.064 E	0.054 I	0.069 I	0.065 I
10 SC	0.041 E	0.100 E	0.106 I	0.112 I	0.060 E	0.027 I
M. Parz.	0.007 I 0.046 E	0.109 E	0.044 E	0.059 I	0.072 I	0.043 I
M. Ass.	0.017	0.109	0.050	0.054	0.072	0.035

Tab. 1 - Tabella con misurazioni e medie dei casi preparati con Quantec SC.

	1 mm	4 mm	7 mm	10 mm	13 mm	16 mm
1 LX	0.059 I	0.005 E	0.135 I	0.180 I	0.112 I	0.008 E
2 LX	0.009 E	0.000	0.033 I	0.026 I	0.098 I	0.057 I
3 LX	0.029 E	0.035 E	0.013 E	0.027 I	0.050 I	0.003 E
4 LX	0.007 I	0.027 I	0.000	0.037 E	0.025 I	0.018 I
5 LX	0.026 I	0.007 E	0.007 E	0.049 I	0.016 I	0.013 E
6 LX	0.000	0.022 E	0.078 E	0.030 I	0.013 I	0.023 I
7 LX	0.022 I	0.060 E	0.178 E	0.075 E	0.097 E	0.033 E
8 LX	0.005 E	0.028 E	0.013 I	0.095 I	0.097 I	0.033 I
9 LX	0.000	0.091 E	0.101 E	0.000	0.098 I	0.051 I
10 LX	0.011 E	0.055 E	0.032 E	0.119 I	0.047 E	0.000
M. Parz.	0.028 I 0.013 E	0.037 E	0.060 I 0.057 E	0.075 I	0.063 I	0.036 I 0.014 E
M. Ass.	0.016	0.033	0.059	0.063	0.065	0.023

Tab. 2 - Tabella con misurazioni e medie dei casi preparati con Quantec LX.

per i dieci canali preparati con strumenti Quantec SC dimostra (Fig. 9) che è presente ai vari livelli di distanza dall'apice:

1 mm: 5 casi di maggior lavoro sulla parete interna del canale (media di deformazione: 0.007 mm), 3 casi di maggior lavoro esterno (media di deformazione: 0.046 mm) e 2 casi di assenza di deformazioni; media di deformazione assoluta: 0.017 mm;

4 mm: totalità di casi di maggior lavoro sulla parete esterna (media di deformazione: 0.109 mm); media di deformazione assoluta: 0.109 mm;

7 mm: 9 casi di maggior lavoro sulla parete interna (media di deformazione: 0.044 mm); media di deformazione assoluta: 0.050 mm;

10 mm: 9 casi di maggior lavoro sulla parete interna (media di deformazione: 0.059 mm); media di deformazione assoluta: 0.054 mm;

13 mm: 9 casi di maggior lavoro sulla parete interna (media di deformazione: 0.072 mm); media di deformazione assoluta: 0.072 mm;

16 mm: 9 casi di maggior lavoro sulla parete interna (media di deformazione: 0.043 mm); media di deformazione assoluta: 0.035 mm.

Il calcolo delle differenze delle misurazioni per i dieci canali preparati con strumenti Quantec LX dimostra che è presente ai vari livelli di distanza dall'apice:

1 mm: 4 casi di maggior lavoro sulla parete interna del canale (media di deformazione: 0.028 mm), 4 casi di maggior lavoro esterno (media di deformazione: 0.013 mm) e 2 casi di assenza di deformazioni; media di deformazione assoluta: 0.016 mm;

4 mm: 8 casi di maggior lavoro sulla parete esterna (media di deformazione 0.037 mm) e un caso di assenza di deformazioni; media di deformazione assoluta: 0.033 mm;

7 mm: 6 casi di maggior lavoro sulla parete esterna (media di deformazione 0.057 mm) e un caso di assenza di deformazioni; media di deformazione assoluta: 0.059 mm;

10 mm: 7 casi di maggior lavoro sulla parete interna (media di deformazione: 0.075 mm) e un caso di assenza di deformazioni; media di deformazione assoluta: 0.063 mm;

13 mm: 7 casi di maggior lavoro sulla parete interna (media di deformazione: 0.063 mm); media di deformazione assoluta: 0.065 mm;

16 mm: 7 casi di maggior lavoro sulla parete interna (media di deformazione: 0.036 mm) e un caso di assenza di deformazioni; media di deformazione assoluta: 0.018 mm (Fig. 10).

DISCUSSIONE

Dall'analisi dei dati si evince chiaramente l'omogeneità dei tempi di preparazione degli endo block, indipendentemente dal fatto che sia stata utilizzata una punta attiva o non. La media è di circa 70". Questo tempo risulta essere particolarmente minore rispetto a quello necessario nella preparazione di canali equivalenti effettuata con strumentazione in acciaio (19,20). Tutto ciò in conformità alle osservazioni della letteratura (13). Lo studio dei casi preparati con strumenti a punta attiva ha dimostrato un'assoluta prevalenza di lavoro sulla parete interna a livello delle zone più coronali (tendenzialmente la parte dritta del canale), una significativa prevalenza di lavoro sulla parete esterna nella zona della curva vera e propria, un equilibrio tra casi di lavoro interno (cinque) ed esterno (tre) nella porzione più apicale del canale. Le medie assolute delle deformazioni sono particolarmente basse a livello dell'apice (0.017 mm), maggiori a livello della curva propriamente detta (0.109 mm a 4 mm e 0.050 mm a 7 mm) e intermedie a livello del tratto rettilineo (0.054 mm, 0.072 mm, 0.035 mm rispettivamente a 10, 13 e 16 mm).

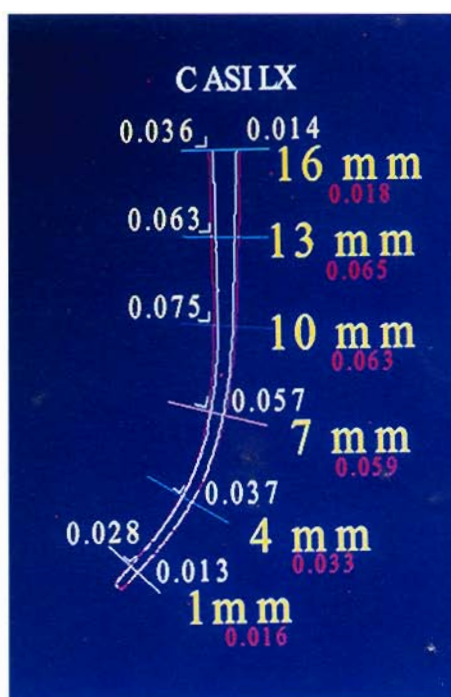


Fig. 10. Schema delle medie di deformazione dei casi preparati con Quantec LX. In rosso, sotto la misura del taglio, il valore della media di deformazione assoluta.

Lo studio dei casi preparati con strumenti a punta non attiva ha dimostrato un'assoluta prevalenza di lavoro sulla parete interna a livello delle zone più coronali (tendenzialmente la parte dritta del canale), una leggera prevalenza di lavoro sulla parete esterna nella zona della curva vera e propria, un equilibrio tra casi di lavoro interno (quattro) ed esterno (quattro) nella porzione più apicale del canale. È da notare la presenza di sei casi di assenza di deformazioni. Le medie assolute delle deformazioni sono particolarmente basse a livello dell'apice (0.016 mm), leggermente maggiori a livello della curva propriamente detta (0.033 mm a 4 mm e 0.059 mm a 7 mm) e a livello del tratto rettilineo (0.063 mm, 0.065 mm, 0.018 mm rispettivamente a 10, 13 e 16 mm).

La differenza statisticamente più significativa tra i due gruppi si verifica a livello della parte apicale della curva propriamente detta (misurazione a 4 mm): nel caso della serie di canali trattati con SC si può notare una certa deformazione sul versante esterno (0.109 mm), non riscontrabile al confronto con LX.

CONCLUSIONI

Lo studio permette di evidenziare, attraverso le tecniche descritte, come gli strumenti al Ni-Ti montati su micromotore possano garantire uno standard di qualità molto alto:

1. Notevole velocità di preparazione (meno di 70" a canale), leggermente maggiore nel gruppo SC;
2. Assenza di deformazioni e fratture di strumenti nonostante la notevole durezza del materiale che costituiva i blocchetti;
3. Assenza di gradini e deformazioni;
4. Assenza di perdita della lunghezza di lavoro;
5. Assenza di tappi di detriti nonostante la totale mancanza d'irrigazione;
6. Assenza di deformazioni della regione apicale (deformazione media: 0.017 mm sia per LX sia SC);
7. Presenza di leggere deformazioni, maggiormente evidenti a livello della curva nel gruppo SC;
8. Forma conica del canale.

Una diversità di azione di taglio, nel senso di un minor equilibrio degli SC, si evidenzia solo nella zona a 4 mm dall'apice; essa risulta essere di 7,6 centesimi di mm. Ci sembra, quindi, che questo maggior assottigliamento della parete esterna sia di quantità tale da potersi ritenere clinicamente trascurabile.

Bisogna porre l'accento, inoltre, sulla maggior difficoltà incontrata lavorando sul plexiglas, a causa della sua durezza e della sua termoplasticità. Questo fattore potrebbe essere causa di un'accentuazione delle deformazioni.

Il diverso comportamento di una punta attiva in canali curvi, dimostrato per gli strumenti in acciaio (1), è stato, dunque, in questo lavoro, confermato anche per gli strumenti Ni-Ti, ma con un rilievo clinico molto diverso.

Rimane, poi, da verificare la capacità dei due strumenti di fronte ad un canale con caratteristiche differenti: in questo studio, infatti, il lume canale particolarmente ampio (diametro all'apice # 25 e taper .02) non consente di verificare i pregi, descritti in letteratura (1,2), di una punta attiva rispetto ad una non attiva.

BIBLIOGRAFIA

1. Luck S. Analysis of root canal instruments. *J Am Dent Ass.* 1958, 1: 58-85
2. Villalobos RL. - A method to determine the cutting efficiency of root canal instruments in rotary motion. *J Endodon* 1980, 6: 667
3. Roane JB, Sabala CL, Duncanson GM. - The «balanced force»: concept for instrumentation of curved canal. *J Endodon* 1985, 11: 203-11
4. Powell SE. A comparison of the effect of modified and non modified instrument tips on apical canal deformation. *J Endodon* 1986, 7
5. Powell SE. A comparison of the effect of modified and non modified instrument tips on apical canal deformation. (part 2) *J Endodon* 1988, 5
6. Arens DE. The crown-down technique: a paradigm shift. *Dentistry today* 1996, 15, 8: 38-47
7. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endodon* 1988, 14: 346
8. Malagnino V, Passariello P, Cantatore G. Caratteristiche delle leghe Ni-Ti in relazione al loro possibile impiego endodontico. *G It Endo* 1994; 1: 10
9. Malagnino V, Passariello P, Cantatore G. Il Mac File: descrizione, meccanismo d'azione, tecnica d'uso e primi risultati clinici. *G It Endo* 1994; 1: 48
10. Camps JJ, Pertot WJ. - Torsional and stiffness properties of Ni-Ti K file. *Int Endod J* 1995, 28 (5): 239
11. Luiten DJ, Morgan LA, Baumgartner JC, Marshall JG. A comparison of four instrumentation techniques on apical canal transportation. *J Endodon* 1995; 21: 26-32
12. Gullà G, Boschi F. I canali curvi: analisi morfologica dell'anatomia strumentata con la tecnica «Tre Tempi» di F. Ruitano (Files, Rispisonic, Heliapical), la tecnica di Schilder (Profile) e la Tecnica di J. T. McSpadden (Mac Files). *G It Endo* 1995; 3: 104-13
13. Glosson CR, Haller RH, Brent Dove S, Del Rio CE. A comparison of root canal preparation using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine driven and K flex endodontic instruments. *J Endodon* 1995, 21: 146
14. Esposito PT, Cunningham CJ. A comparison of canal preparation with Ni-Ti and SS instruments. *J Endodon* 1995, 21: 173
15. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of Ni-Ti endodontic instruments. *J Endodon* 1997, 2: 77
16. Malagnino V, Maggiore F, Passariello P. La preparazione dei canali radicolari curvi con i Mac Files: verifica del mantenimento della traiettoria canalare originaria. *G It Endo* 1996; 4 (10): 174-81
17. Korzen B. Quantec Series 2000: graduating tapers technique for endodontic canal preparation. *Oral Health* 1998
18. Malagnino V, Dolci G. Root canal preparation by Ni-Ti instruments: clinical and experimental aspects. *I.F.E.A. Fourth Endodontic World Congress, Jerusalem*, 1996
19. Gagliani M, Brambilla E, Colombo M, Felloni A. Descrizione di un metodo per l'analisi delle strumentazioni su canali simulati in resina. *G It Endo* 1996; 2: 65-8
20. Gagliani M, Brambilla E, Colombo M, Felloni A. Sagomatura dello spazio endodontico: confronto tra K-Profile e K-File utilizzati con metodica «crown-down». *G It Endo* 1996; 3: 101-6