

* **Andrea Butti**
 ** **Monica Ferraroni**
 *** **Dino Re**

* Specializzando presso la Scuola di Ortodonzia
 Università degli Studi di Milano
 Ospedale S. Raffaele - Direttore: Prof. A. Salvato
 ** Istituto di Statistica Medica e Biometria
 Cattedra di Statistica
 Università degli Studi di Milano
 Prof. A. Decarli

*** Istituto di Discipline Odontostomatologiche
 Università degli Studi di Milano
 Ospedale S. Raffaele
 Direttore: Prof. G. Calderari

Influenza delle tecniche di sterilizzazione rapida sulle proprietà meccaniche degli strumenti endodontici

Influence of fast sterilization techniques on the mechanical properties of endodontic instruments

RIASSUNTO

Gli strumenti endodontici devono presentare proprietà meccaniche che consentano di trattare i canali in modo adeguato. L'uso clinico ed i processi di sterilizzazione provocano un decadimento di queste caratteristiche. Il presente lavoro vuole valutare quanto due differenti tipi di sterilizzazione veloce (autoclave rapida e microonde) possano influire in questo tipo di fenomeni. Sono stati utilizzati 250 K file ISO 30 suddivisi in tre gruppi: il primo sterilizzato in autoclave, il secondo con microonde, il terzo, non trattato, costituiva il gruppo di controllo. Il materiale è stato sottoposto ai test di resistenza alla frattura in torque, di resistenza alla deviazione angolare e di resistenza alla flessione. L'analisi statistica è stata condotta con test T di Student ($p=0.05$). Nelle prime due prove non si sono riscontrate differenze statisticamente significative. Il test di resistenza alla flessione evidenzierebbe una perdita di elasticità dei K-file sterilizzati in autoclave, d'altra parte il comportamento di questo gruppo è più omogeneo di quello degli strumenti trattati con microonde. In tutte le prove, tutti e tre i gruppi di strumenti soddisfanno pienamente le indicazioni ISO, dimostrando che il materiale esaminato è di buona fattura e che le metodiche di sterilizzazione utilizzate influiscono solo marginalmente sulle proprietà meccaniche degli strumenti endodontici.

Parole chiave: Strumenti endodontici. Sterilizzazione.

ABSTRACT

Endodontic instruments are designed to guarantee appropriate canal therapy. Clinical use and sterilization procedures can affect their characteristics. This study evaluates changes in the mechanical properties of ISO 30 K-Files following fast sterilization with microwaves or fast autoclave.

Analysis of the mechanical properties of endodontic instruments

The mechanical properties of endodontic instruments are the direct result of the following factors: material used and process involved in manufacturing the instrument, length of the instrument, surface of the section and kind of section on the instrument, coil frequency and coil pattern. Together these factors must allow the instrument to withstand torsion and deflection in order to minimize breakage. These factors must also allow the instrument enough flexibility to probe narrow, curved root canals and must provide suitable cutting ability. There are guidelines that define the excellence of instruments. Conformity to these guidelines can be verified by the following methods: microscopic observations of instrument details, measurement of diameters, testing of the mechanical stress capacity (i.e. torsion, deflection and bending moment), and testing of cutting ability.

Materials and methods

Two-hundred and fifty ISO 30 K-files, 25 mm long, made from a conventional alloy were used. They were divided into three groups: AU, MO and CC. AU consisted of 100 samples sterilized by fast autoclave (Melaquick 12, Melag), MO consisted of 100 instruments sterilized with microwaves (Sterivex System 90, Ghimas), and CC consisted of 50 non-sterilized instruments used as controls.

Tests

Fifty samples from AU, 50 from MO and 25 from CC were evaluated using the bending moment test. Another 50 instruments from AU, 50 from MO and 25 from CC were simultaneously evaluated using the torsion and deflection tests. Statistical analyses were conducted using the T-Student test ($p=0.05$).

Sterilization procedures

- Fast autoclave: done with water steam at 134°C, 2 atmospheres, for 6 minutes.
- Microwaves: done with electromagnetic waves 2450 Mhz, 600-800 Watts. In earlier studies various sterilization times were suggested. In this study we chose to use a sterilization time of 10 minutes.

Discussion and conclusions

Statistically significant differences were not found with torsion and deflection tests. In the autoclave-sterilized group, a loss of resilience was demonstrated by the bending moment test, and some samples sterilized by microwaves burnt. In addition, the MO group standard deviation was about twice the standard deviation for the AU group. If we consider the ISO values as reference values, all three groups (AU, MO and CC) showed optimal results in all the tests. Therefore, we can conclude that the samples we tested were of good quality and that, in agreement with the literature, sterilization procedures marginally affect the mechanical properties of endodontic instruments.

Key words: Endodontic instruments. Sterilization.

INTRODUZIONE

È noto a tutti come l'accurata strumentazione dei canali radicolari rappresenti un momento fondamentale della terapia endodontica. Per evitare disdicevoli inconvenienti, tale manovra va condotta con strumenti che siano sufficientemente flessibili da penetrare nei canali ricurvi rispettandone l'anatomia, ma che siano anche sufficientemente resistenti per non fratturarsi all'interno degli stessi. Con l'uso clinico ed i processi di sterilizzazione i materiali si deteriorano ed è logico supporre un decadimento delle loro proprietà meccaniche. Il presente lavoro nasce come possibile prosecuzione di un nostro precedente studio (1) in cui si sono effettuati 1200 singoli test su 720 strumenti canalari di tipo Reamer, K ed H file e di diametri ISO 10-viola e 30-blu. Il materiale in esame era stato sottoposto a sterilizzazione con caldo umido in autoclave convenzionale (ovverosia "non rapida", tempo di sterilizzazione 20 min.) e con caldo secco in un sistema a palline di quarzo.

Questa seconda ricerca limita il campo di indagine ad un solo tipo di strumento canalare e ne valuta il cambiamento delle proprietà meccaniche dopo sterilizzazione rapida con microonde e con autoclave veloce

Butti A, Ferraroni M. Re D. Influenza delle tecniche di sterilizzazione rapida sulle proprietà meccaniche degli strumenti endodontici. *G It Endo* 1996; 4: 144-50

Corrispondenza:

Dr. Andrea Butti
Università degli Studi di Milano
Scuola di Ortodonzia, Ospedale S. Raffaele
20132 Milano - Via Olgettina, 48
Tel. 02/264.33.59

(tempo di sterilizzazione 6 minuti).

Metodi di analisi delle proprietà meccaniche degli strumenti endodontici

Uno strumento endodontico può essere paragonato ad un segmento metallico le cui proprietà meccaniche sono assimilabili a quelle di un filo ortodontico. Questo paragone è valido solo in prima approssimazione, dato che gli strumenti endodontici possiedono caratteristiche specifiche come la conicità e, in molti casi, la presenza di spire. Le caratteristiche degli strumenti endocanalari risulteranno quindi determinate dai seguenti fattori:

· Materiale costituente. Le proprietà di un filo metallico variano primariamente in base alla resilienza ed all'elasticità intrinseche alla lega di cui è fatto. Si pensi a come differisce il comportamento delle leghe in titanio rispetto a quelle in acciaio.

· Modalità di produzione. Le manipolazioni che un segmento metallico subisce per essere foggato correttamente possono influenzare significativamente le caratteristiche finali del manufatto (2). Particolarmente importante, specialmente in relazione ai test torsionali, risulta la procedura utilizzata per ottenere le spire. È nostra impressione che ultimamente le case produttrici siano ritornate a preferire la tradizionale procedura per torchiaggio a scapito di quella, più recente, per alesaggio.

· Lunghezza dello strumento (maggiore lunghezza, maggiore flessibilità). Si vuole sottolineare come questo parametro sia importante nei test, ma non fondamentale dal punto di vista delle proprietà meccaniche nell'uso clinico. Generalmente, quando uno strumento lavora all'interno di un canale, solo una porzione di esso è sottoposta a stress di entità significativa: la lunghezza di tale segmento critico dipende per lo più dalla conformazione dell'endodonto. Gli strumenti più lunghi vanno quindi utilizzati solo per raggiungere apici più lontani perché all'interno del canale si comportano presumibilmente allo stesso modo degli analoghi più corti.

· Area della sezione e tipo di sezione (minore sezione, maggiore flessibilità). A parità di area gli strumenti presentano un com-

portamento differente se la sezione è tonda, quadrata o triangolare. Anche il grado di conicità del filo risulta importante; si vuole comunque ricordare come per gli strumenti endodontici questo sia standardizzato.

· Frequenza e disegno delle spire (minor numero di spire, maggior flessibilità). Ad esempio i K-file sono, a parità di sezione, più resistenti degli H-file. Allo stesso modo i Reamer sono più flessibili dei corrispondenti K-file.

Il disegno delle spire è importante anche nel determinare la resistenza alla fatica e la capacità di taglio, fattori particolarmente rilevanti nell'uso clinico.

Tutte le suddette caratteristiche devono quindi concorrere a garantire:

· Una sufficiente resistenza alla torsione ed alla deflessione in modo da minimizzare il rischio di fratture.

· Una non eccessiva rigidità per permettere il sondaggio dei canali stretti e curvi.

· Un'adeguata capacità di taglio/alesaggio delle pareti di dentina.

Per garantire l'uniformità delle caratteristiche geometriche ed una "soglia minima" per le proprietà meccaniche, alcuni enti hanno formulato diverse specifiche a cui le case produttrici dovrebbero attenersi nella fabbricazione degli strumenti endodontici (ISO N° 3630, ANSI/ADA N° 28 e N° 58).

La conformità a tali norme può essere valutata con specifici test, quali:

■ Osservazione degli strumenti ai microscopi ottico ed elettronico per evidenziare eventuali difetti della superficie (Fig. 1).

■ Misurazione dei diametri per verificare la corrispondenza alle norme ISO ed ANSI/ADA (Figg. 2-3).

■ Resistenza alla frattura in torque CW (Clock Wise = torsione oraria) e CCW (Counter Clock Wise = torsione antioraria). Rappresenta l'entità di torsione che uno strumento può sopportare: indica lo stress a cui è soggetto durante un movimento di pura rotazione nel canale radicolare. La resistenza alla frattura in torque viene espressa in g x cm od in N x cm ed è il momento della forza valutato al punto di rottura (3). I valori sono misurati fissando 3 mm della punta dello strumento in un'apposita apparecchiatura e torcendolo attorno al proprio asse fino a quando si rompe (Fig. 4). Il ri-

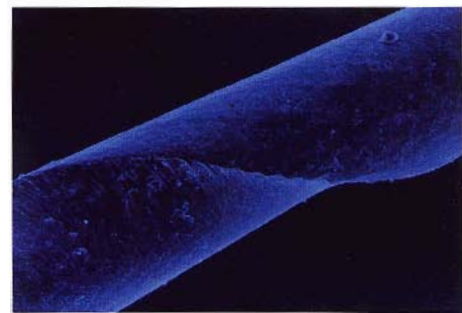


Fig. 1 - Strumento endodontico al S.E.M.
Fig. 1 - SEM view of an endodontic instrument.



Figg. 2 e 3 - Apparecchiatura utilizzata per la misurazione dei diametri degli strumenti canalari.

Figg. 2 and 3 - Device used to measure the diameter of endodontic instruments.

sultato è tanto più favorevole quanto maggiore è il momento angolare misurato.

· Resistenza alla deviazione angolare. Viene espressa in gradi: è data dall'angolo che lo strumento compie prima di rompersi eseguendo una rivoluzione attorno ad un asse centrale (3). Per questo test viene utilizzata la stessa apparecchiatura impiegata per la prova di resistenza alla frattura in torque (Fig. 4): le due valutazioni possono essere

eseguite allo stesso tempo su di un unico strumento. È un fatto positivo rilevare un alto valore perché lo strumento ha minor possibilità di rompersi quando è usato per strumentare canali curvi.

Resistenza alla flessione. È il momento della forza di ritorno elastico di uno strumento bloccato per i 3 mm della punta e spostato lateralmente fino a formare un angolo di 45° (3). Viene misurato in g x cm od in N x cm. MINORE è il momento misurato, maggiore è la flessibilità dello strumento che potrà, quindi, penetrare meglio nei canali ricurvi (Figg. 5-6).

Prove delle capacità di taglio degli strumenti.

Nella maggior parte dei casi, anche se non sempre, le industrie forniscono materiali con caratteristiche soddisfacenti. Lo studio di Cormier e coll. (4) evidenzia inoltre come il prezzo di mercato non sia necessariamente un indicatore affidabile riguardo alla qualità degli strumenti endodontici.

In ogni caso, quale che sia la bontà originaria del materiale fornito, questa peggiorerà con l'uso, condizionando un degrado delle proprietà meccaniche.

Gli strumenti sono infatti sottoposti a stress termici (5-7) e chimici (8) negli indispensabili processi di sterilizzazione che provocano soprattutto una perdita di elasticità del metallo costituente. Durante la strumentazione dei canali essi vengono poi esposti ad insulti meccanici (6, 9) e chimici (10) che favoriscono l'insorgenza del fenomeno della fatica.

Alcuni inconvenienti che possono capitare nel corso di un trattamento endocanalare dovrebbero essere imputati ad un eccessivo degrado delle qualità meccaniche degli strumenti, posto che questi siano usati correttamente. Semplificando un poco la realtà si può affermare che le metodiche di sterilizzazione, favorendo un irrigidimento del materiale, sarebbero soprattutto responsabili di complicità come lo stripping, l'ovallizzazione dell'apice e la formazione di gradienti endocanalari, mentre l'uso clinico, tramite il fenomeno della fatica, favorirebbe primariamente la rottura degli strumenti all'interno del canale.

La totalità degli autori appare concorde nel ritenere che l'uso clinico riveste un'impor-



Fig. 4 - Apparecchiatura utilizzata sia per il test di resistenza alla frattura in torque che per il test di resistenza alla deviazione angolare.

Fig. 4 - Device used to test endodontic instruments for the torsion breaking point and resistance to angular deflection.

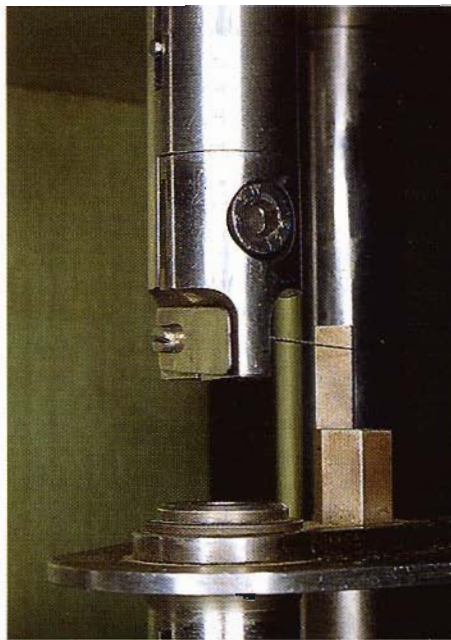


Fig. 6 - Particolare dell'apparecchiatura utilizzata per il test di resistenza alla flessione.

Fig. 6 - A detail of the device used to test resistance to bending.

tanza molto maggiore delle metodiche di sterilizzazione nel determinare il degrado delle proprietà meccaniche del materiale endodontico.

Non abbiamo trovato in letteratura simili va-

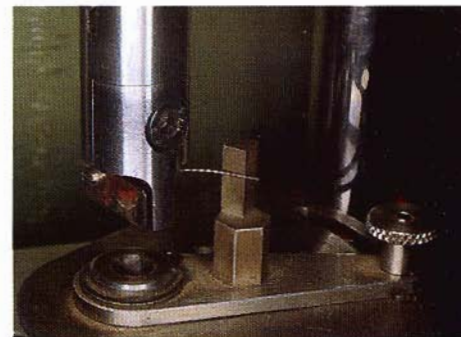


Fig. 5 - Apparecchiatura utilizzata per il test di resistenza alla flessione.

Fig. 5 - Device used to test resistance to bending.



Fig. 7 - Sistema Melaquick 12, Melag.
Fig. 7 - Melaquick 12 System, Melag.

lutazioni eseguite in seguito a metodiche di sterilizzazione rapida e ne abbiamo voluto verificare l'effettiva responsabilità nel facilitare il decadimento delle qualità meccaniche degli strumenti canalari.

MATERIALI E METODI

Materiale testato

Sono stati utilizzati 250 K file ISO 30-blü di un'unica marca (FKG) e di lunghezza pari a 25 mm, tutti costituiti da una lega di tipo convenzionale. Gli strumenti sono stati divisi in tre gruppi:

Il gruppo AU, composto da 100 strumenti, è stato sottoposto a 10 cicli di sterilizzazione in autoclave rapida (Sistema Melag - Fig. 7), alternati ad altrettanti cicli di raffreddamento di 4 minuti.

Il gruppo MO, costituito da 100 strumenti, è stato sottoposto a 10 cicli di sterilizzazione con un sistema a microonde (Sterivelox System 90, Ghimas - Figg. 8-9) alternati ad altrettanti cicli di raffreddamento rapido di 4 minuti ciascuno.

Il sottogruppo CC era composto da 50 strumenti, utilizzati come controlli, sui quali non è stata effettuata nessuna procedura di sterilizzazione.

Valutazioni eseguite

50 campioni del gruppo AU, 50 del gruppo MO e 25 del gruppo CC sono stati valutati con il test di resistenza alla flessione. Altri 50 del gruppo AU, 50 del gruppo MO e 25 del gruppo CC sono stati sottoposti simultaneamente ai test di resistenza alla frattura in torque e di resistenza alla deviazione angolare CW. Queste due prove possono infatti essere eseguite contemporaneamente su di un unico strumento. L'analisi statistica è stata condotta con test T di Student con soglia di significatività posta al 5% ($p=0.05$).

Procedure di sterilizzazione

Autoclave Rapida. Il protocollo di sterilizzazione rapida con caldo umido sotto pressione è noto da tempo e comunemente accettato come valido (11). Esso prevede una temperatura di 134°C per 6 minuti a 2 atmosfere.

Microonde. Il protocollo di sterilizzazione con microonde è di introduzione clinica abbastanza recente e prevede di utilizzare on-

de elettromagnetiche a 2450 Mhz con una potenza emessa di 600-800 Watt (12). Gli oggetti da sterilizzare vanno posti all'interno di un campo di materiale radar assorbente, ottenuto con una superficie di palline di quarzo immerse in una soluzione acquosa, che nel nostro sistema è costituita da aldeide cinnamica e tensioattivi. Il campo radar assorbente, incrementando la massa capacitante, serve ad evitare fenomeni di riflessione delle onde e quindi protegge l'integrità del magnetron. Le palline di vetro hanno anche la funzione di disperdere il calore per mezzo della loro grande superficie totale: si ricorda come la maggior parte degli autori ritiene che le principali proprietà battericide delle microonde siano "non-termiche" (13). La soluzione acquosa non ha, di per sé, nessun potere battericida. I microrganismi sono variamente resistenti all'azione delle onde elettromagnetiche e quindi, a parità di altri fattori, il tempo di esposizione ad esse costituisce la variabile critica nell'efficacia antibatterica di questa metodica. In letteratura vengono riportati tempi che oscillano tra i 90 secondi ed i 15 minuti (13-18). Talvolta i diversi autori danno indicazioni discordanti relativamente alla stessa specie microbica. Tale variabilità è imputabile, nella maggior parte dei casi, all'eterogeneità delle cariche batteriche iniziali e dei materiali utilizzati (19).

In seguito a comunicazioni private avute dal nostro istituto con la Ghimas, siamo a conoscenza di futuri cambiamenti nel protocollo routinario del sistema Sterivelox che lo renderanno ancor migliore di quello attuale. Varierà probabilmente la composizione del liquido adiuvante ed anche il tempo di sterilizzazione sembra destinato ad un incremento. Ciò tra l'altro si accompagnerà all'introduzione di particolari accorgimenti per controllare il conseguente aumento di temperatura dei materiali sterilizzati. Per il momento non è dato sapere quale tempo di sterilizzazione verrà indicato, ma sarà presumibilmente maggiore di 6 minuti. Nella nostra sperimentazione si è optato per un tempo di 10 minuti.

Nel presente studio si è deciso di non effettuare valutazioni dopo sterilizzazione con calore secco in apparecchiatura a palline di quarzo dato che tale procedura viene da di-



Fig. 8 - Strumenti endodontici inseriti nel contenitore che andrà posto nella Sterivelox.

Fig. 8 - Endodontic instruments in the container that will be placed in the Sterivelox machine.



Fig. 9 - Sterivelox System 90, Ghimas.

Fig. 9 - Sterivelox System 90, Ghimas.

versi autori considerata una sorta di disinfezione, piuttosto che una sterilizzazione vera e propria.

10 cicli di sterilizzazione. L'aver deciso di effettuare in entrambe le procedure 10 cicli di sterilizzazione non vuole assolutamente essere un incoraggiamento ad utilizzare per un numero di volte così elevato uno strumentario che molti endodontisti considerano "quasi-monouso". La scelta viene motivata dalla necessità di sottoporre il materiale in esame a condizioni limite per poterne evidenziare eventuali differenze; allo stesso modo si comportano anche altri autori (7). Ci sembra comunque doveroso citare un'interessante ricerca condotta da Brenna e Collaboratori (20) che evidenzerebbe come una buona parte dei professionisti si serva dello stesso strumentario per un numero elevato di volte.

RISULTATI

I valori ottenuti sono riassunti nella Tab. 1 e riportati graficamente nelle Figure 10, 11, 12 e 13.

Nella Tabella 1 sono espresse le medie e le deviazioni standard delle tre prove eseguite sui tre gruppi di strumenti AU (sterilizzati in autoclave), MO (sterilizzati con il sistema a microonde) e CC (controlli non trattati). Nei test di resistenza alla frattura in torque e di resistenza alla flessione i valori sono espressi in N x cm; nel test di resistenza alla deviazione angolare sono indicati in gradi. Nelle colonne delle medie vengono anche riportati i valori di riferimento consigliati dall'ISO. La numerosità dei campioni viene indicata tra parentesi nelle caselle delle rispettive medie.

Nelle Figure 10, 11 e 12 sono rappresentati istogrammi ottenuti dai valori tabellati relativi, rispettivamente, ai test di resistenza alla frattura in torque, di resistenza alla deviazione angolare e di resistenza alla flessione. Il valore medio del gruppo AU è indicato in rosso, quello del gruppo MO in verde e quello del gruppo CC in blu. I valori ISO di riferimento sono disegnati in giallo.

La Figura 13 mostra l'istogramma delle medie (indicate in blu) e delle deviazioni standard (indicate in azzurro) della prova di resistenza alla flessione.

DISCUSSIONE E CONCLUSIONI

Nel test di resistenza alla frattura in torque (Tab. 1) la media di AU è minore di quella del gruppo MO e maggiore di CC. Tale differenza non risulta statisticamente significativa. I tre valori sono all'incirca doppi rispetto alla soglia minima ISO (Fig. 10). Nella prova di resistenza alla deviazione angolare la media di AU risulta minore di quella di CC, che a sua volta è minore del valore medio di MO. Anche in questo caso le differenze non sono statisticamente significative ed i tre valori sono all'incirca doppi della soglia minima ISO (Fig. 11). Nel test di resistenza alla flessione le tre medie hanno mostrato valori dimezzati rispetto alla soglia massima ISO (si ricorda infatti che in questo tipo di valutazione, contrariamente alle due precedenti, un valore elevato è un dato sfavorevole). AU ed MO hanno valori mag-

giori di CC; la differenza di AU rispetto a CC risulta significativa dal punto di vista statistico, mentre quella di MO rispetto a CC non assume significatività statistica. Considerando le soglie minime e massime proposte dall'ISO come indicatori di riferimento, si può concludere che lo strumento da noi esaminato si comporta in modo più che adeguato: i valori dei controlli (CC), ovverosia dei K-file non trattati, si mantengono sempre lontani da quelli ISO. Anche dopo 10 cicli di sterilizzazione (gruppi AU e MO) le medie misurate nelle tre prove soddisfano in modo più che accettabile i valori di riferimento. È da sottolineare che non esistono nemmeno differenze tra i controlli ed i gruppi trattati nei test di resistenza alla frattura in torque e di resistenza alla deviazione angolare.

Dato che nel test di resistenza alla flessione la differenza tra il gruppo trattato con calore umido e i controlli è significativa, mentre non lo è quella tra microonde e controlli, sembrerebbe che l'autoclave rapida induca una perdita di elasticità del metallo maggiore di quella del sistema a microonde. Questa affermazione va accettata con molta cautela per due motivi. Innanzitutto nella prova di resistenza alla flessione il valore medio per il gruppo MO è stato calcolato non su

Tab. 1 - Medie e deviazioni standard (D.S.) relative alle tre prove eseguite sui tre gruppi di strumenti AU, MO e CC. Nei test di resistenza alla frattura in torque e di resistenza alla flessione i valori sono espressi in N x cm. Nel test di resistenza alla deviazione angolare i valori sono indicati in gradi. Nelle colonne delle medie vengono anche riportati i valori di riferimento consigliati dall'ISO. La numerosità dei campioni viene indicata tra parentesi nelle caselle delle rispettive medie.

Tab. 1 - Mean values and deviation standards (D.S.) related to the three tests done on the three groups of instruments AU, MO and CC. The values of the test for resistance to breaking during torsion and resistance to bending are expressed as N x cm. Values of the test for resistance to angular deviation are expressed in degrees. The recommended ISO values are included in the column of means. The number of samples is indicated in parentheses in the respective mean value column.

	Resist. alla Frattura in Torque (N x cm)		Resist. alla Deviazione Angolare (Gradi)		Resist. alla Flessione (N x cm)	
	Media	D.S.	Media	D.S.	Media	D.S.
AU	0.75 (50)	0.0803	590.6 (50)	107.5	0.89 (50)	0.0351
MO	0.77 (50)	0.0729	623.3 (50)	213.5	0.87 (50)	0.0819
CC	0.74 (25)	0.0410	604.9 (25)	126.1	0.86 (25)	0.0296
ISO	0.45	—	360	—	1.50	—

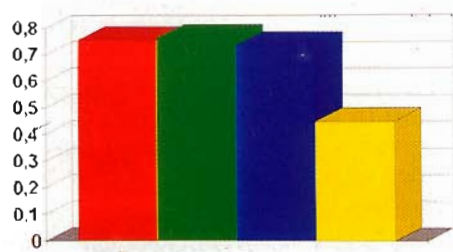


Fig. 10 - Rappresentazione grafica delle medie ottenute nel test di resistenza alla frattura in torque per i gruppi AU (rosso), MO (verde) e CC (blu). Viene anche indicata la soglia minima ISO (giallo). I valori in ordinata sono indicati in N x cm.

Fig. 10 - Graph showing the means obtained from tests on resistance to breaking during torsion for group AU (red), MO (green) and CC (blue). The ISO minimum point (yellow) is also shown. The ordinate values are indicated as N x cm.

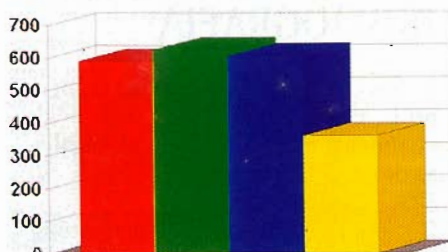


Fig. 11 - Rappresentazione grafica delle medie ottenute nel test di resistenza alla deviazione angolare per i gruppi AU (rosso), MO (verde) e CC (blu). Viene anche indicata la soglia minima ISO (giallo). I valori in ordinata sono indicati in gradi.

Fig. 11 - Graph showing the means obtained from tests on resistance to bending for groups AU (red), MO (green), and CC (blue). The ISO minimum (yellow) is also shown. The ordinate values are indicated in degrees.

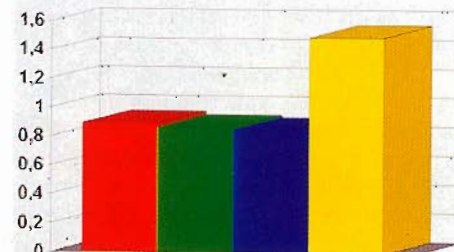


Fig. 12 - Rappresentazione grafica delle medie ottenute nel test di resistenza alla flessione per i gruppi AU (rosso), MO (verde) e CC (blu). Viene anche indicata la soglia massima ISO (giallo). I valori in ordinata sono indicati in N x cm.

Fig. 12 - Graph showing means obtained in testing resistance to bending for groups AU (red), MO (green) and CC (blue). ISO maximum point (yellow) is also shown. The ordinate values are shown as N x cm.

50, ma su 45 campioni perché 5 erano bruciati (fenomeni analoghi si sono verificati anche negli altri test). Chi utilizza la Sterivex sa che gli strumenti devono essere posti correttamente all'interno del liquido adiuvante per evitare di danneggiarli. Nella nostra sperimentazione abbiamo sterilizzato assieme tutti i 100 campioni per ridurre al minimo le differenze di trattamento tra i vari K-file. Avendo operato con un così elevato numero di strumenti non possiamo escludere che qualcuno si sia posizionato malamente nella soluzione favorendo così i fenomeni di bruciatura. Questo problema dovrebbe comunque essere di minore importanza in uno studio privato dove difficilmente si sterilizzano assieme un centinaio di strumenti. Si consideri comunque che il tempo di sterilizzazione da noi scelto è molto maggiore rispetto a quelli utilizzati routinariamente con questo tipo di apparecchiatura.

In secondo luogo si osserva che la deviazione standard del gruppo MO è più che doppia rispetto a quella dei gruppi CC e AU (Fig. 13). Nel gruppo MO esiste una maggior variabilità dei risultati dato che l'intervallo di confidenza al 95% relativo alla sterilizzazione con caldo umido è posto tra 0,82

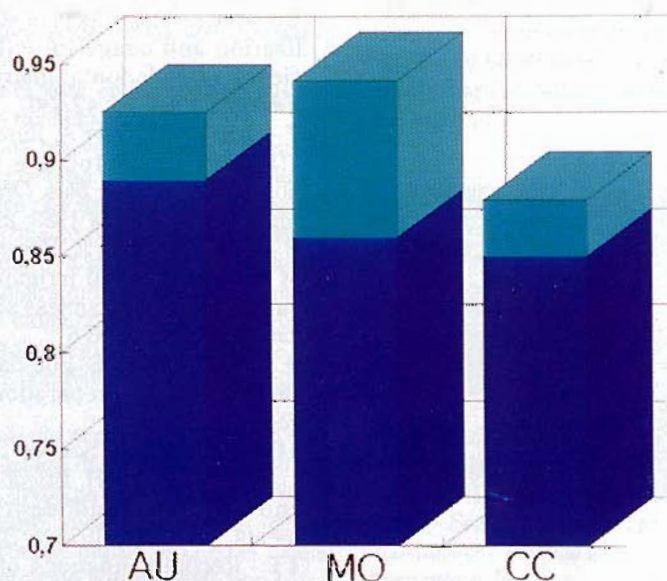


Fig. 13 - Rappresentazione grafica delle medie (blu) e delle deviazioni standard (azzurro) ottenute nel test di resistenza alla flessione per i gruppi AU, MO e CC. I valori in ordinata sono indicati in N x cm.

Fig. 13 - Graph showing means (dark blue) and standard deviations (light blue) obtained in testing resistance to bending for groups AU, MO and CC. The values ordinate are shown as N x cm.

e 0,96 N x cm, mentre l'intervallo di confidenza al 95% relativo alla sterilizzazione con microonde risulta compreso tra 0,71 e 1,03 N x cm. La stima della media dei K-file sterilizzati con microonde è quindi meno affidabile rispetto alla stima della media degli strumenti sterilizzati in autoclave od a quella dei controlli.

In accordo con quanto esposto nelle premesse, si può concludere affermando che i sistemi di sterilizzazione rapida in autoclave e con microonde influiscono solo parzialmente sulle proprietà fisiche degli strumenti canalari; va comunque sottolineato che il materiale da noi utilizzato per questo studio è di un'ottima marca: si potrebbero ottenere risultati diversi utilizzando strumenti di qualità più scadente (1). Le metodiche di sterilizzazione non sono tuttavia da ritenersi le principali responsabili del deterioramento delle caratteristiche del materiale endodontico, correlabile invece ad una serie concomitante di fattori. Tra questi il più importante sembra l'atto clinico della strumentazione canalare; l'affaticamento meccanico dell'acciaio è senza dubbio largamente prevalente su quello di tipo termico.

BIBLIOGRAFIA

- 1 - Re D, Gagliani M, Inglima G, Bruno E, Calderari G. Alterazioni degli strumenti endodontici dopo sterilizzazione. 2° *Convegno Nazionale SI-DON*, Cagliari, 1993
- 2 - Seto BG, Micholsj JJ, Harrington GW. Torsional properties of twisted and machined endodontic files. *J Endodon* 1990; 16: 355-60
- 3 - Krammer J, Schlepper H. User guide endodontic instrument Vereinigte Dentalwerke. Antaeos-Beutrock-Zipperer. West Germany
- 4 - Cormier CJ, Von Fraunhofer J, Chamberlain J. A comparison of endodontic file quality and file dimensions. *J Endodon* 1988; 14: 138-42
- 5 - Cavalleri G, De Fazio P, Menegazzi G, Gerosa R, Nocini P. Effetti della sterilizzazione sugli strumenti endodontici. *G It Endo* 1992; 3: 104-8
- 6 - Morrison SW, Newton CW, Brown CE. The effects of steam sterilization and usage on cutting efficiency of endodontic instruments. *J Endodon* 1989; 15: 427-30
- 7 - Bruce FM, Gart A, Russel A. The effect of the autoclave sterilization on endodontic files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1983; 2: 204-7
- 8 - Neal RG, Craig R, Power J. Effect of sterilization and irrigants on the cutting ability of stainless steel files. *J Endodon* 1983; 9: 93-6
- 9 - Montgomery S. File damage during root canal preparation. *J Endodon* 1984; 10: 45-7
- 10 - Eichner MA, Schoen DM, Goldman M, Kroman JH. Effect of protein and NaClO on endodontic instruments. *J Endodon* 1976; 3: 335-8
- 11 - Recommendations of the German Study Group for Hygiene in Dental Practice (DAHZ), 1990
- 12 - Rohrer MD, Bulard RA. Microwave Sterilization. *JADA* 1985; 110: 194-8

- 13 - Rosaspina S, Salvatorelli G, Anzanel D. The bactericidal effect of microwaves on Mycobacterium Bovis dried on scalpel blades. *J of Hospital Infection* 1994; 26: 45-50
- 14 - Rosaspina S, Anzanel D, Salvatorelli G, Sarrea A. Azione delle microonde sui materiali inquinanti da staphylococcus aureus. *L'igiene moderna* 1992; 98: 821-5
- 15 - Montagnier L, Henin Y, Chavigny C, Porrot F. Experts report on the sterilization of surgical instruments contaminated with human immunodeficiency virus (HIV) by the Sterivex 90 sterilizer. Institut Pasteur, Paris, 25/04/1990
- 16 - Perrini N, Corsini A, Francini E. La sterilizzazione degli strumenti endodontici mediante microonde. *G It Endo* 1991; 5: 139-41
- 17 - Bondi M, Messi P, Cantoni E, Tanza D, Caramaschi S, Aggazzotti G. Microonde nella disinfezione odontoiatrica. *Prevenz Assist Dent* 1993; 1: 9-15
- 18 - Bertelè G, Stella F. Efficienza della sterilizzazione mediante microonde ed utilizzo in ambulatorio. *Att Dent* 1994; 27: 6-26
- 19 - Finzi G. *Le infezioni ospedaliere*. Milano: Ed. Sorbona, 1993
- 20 - Brenna F, Belluz M. Indagine conoscitiva sulle caratteristiche della terapia endodontica in Italia. 3° *Convegno Mondiale di Endodonzia*, Roma, 1995

Gli autori ringraziano la FKG per l'indispensabile collaborazione fornita nell'esecuzione delle prove meccaniche di questo studio e la Dott.ssa Barbara Valentini Campbell della Jefferson University di Philadelphia per i preziosi ed utili consigli.