



**UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI BRESCIA**

DOTTORATO DI RICERCA IN TECHNOLOGY FOR HEALTH

settore scientifico disciplinare
MED-28

**CICLO
XXXVI**

**CRITERI DI AFFIDABILITA' PER L'ANALISI TORSIONALE
DEGLI STRUMENTI ENDODONTICI NI-TI**

Studente: Dr. Matteo Salvadori

Supervisore:

Prof. Corrado Paganelli

INDICE

1. INTRODUZIONE	5
CENNI DI SAGOMATURA CANALARE	5
PROPRIETA', CARATTERISTICHE E METALLURGIA DEGLI STRUMENTI	
ENDODONTICI	15
L'ACCIAIO IN ENDODONZIA	15
STRUMENTI MANUALI IN ACCIAIO A CONICITÀ CONVENZIONALE .02	17
STRUMENTI MECCANICI IN ACCIAIO	19
STRUMENTI MECCANICI IN NICHEL TITANIO	20
STANDARDIZZAZIONE ISO.....	25
STANDARDIZZAZIONE PROFILE 29	27
DIFFUSIONE DELLA STRUMENTAZIONE MECCANICA NITI	28
NOZIONI FISICHE DEI METALLI e RELATIVE IMPLICAZIONI CLINICHE.....	29
COMPOSIZIONE DEI METALLI	29
LAVORO DEGLI STRUMENTI ROTANTI NITI	30
RESISTENZA A FATICA	35
DEFORMAZIONI ELASTICHE E PLASTICHE	37

FATICA TORSIONALE IN CAMPO ENDODONTICO	41
2. MATERIALI E METODI	48
3. ANALISI STATISTICA	50
4. RISULTATI	51
5. DISCUSSIONI	53
6. CONCLUSIONI	69
7. BIBLIOGRAGIA E SITOGRAFIA	91

1.INTRODUZIONE

CENNI DI SAGOMATURA CANALARE

La sagomatura (detta anche preparazione canalare o detersione meccanica) è una delle fasi principali del trattamento endodontico sebbene oggi non possa essere considerata singolarmente, vista l'importanza delle soluzioni irriganti, impiegate contemporaneamente per migliorare e completare la disinfezione canalare (detersione chemo-meccanica).

L'anatomia canalare è un volume irregolare, mai del tutto percorribile o sondabile con uno strumento, riempito da tessuto pulpare la cui qualità e quantità sono in funzione dello stato di salute (quello pulpare) o di trattamenti canalari in atto o pregressi. La preparazione e l'irrigazione canalare includono lo svuotamento del sistema endodontico, quindi dei contenuti organici e inorganici che possono predisporre al fallimento della terapia canalare ortograde. L'obiettivo biologico del trattamento canalare è la disinfezione più accurata possibile dello spazio endodontico, mantenuta nel tempo tramite un adeguato sigillo coronale. La

maggior parte delle patologie pulpari e peri-radicolari è determinata dalla presenza di microrganismi, che colonizzano sia le pareti del canale radicolare, sia le più minuscole irregolarità rappresentate dai canali accessori, dagli istmi e dai tubuli dentinali. Perché le soluzioni irriganti, dotate di attività battericida, risultino efficaci, occorre preparare a loro un condotto che ne consenta la diffusione, affinché raggiungano il materiale organico (e inorganico) intrappolato nel canale. Per tale ragione, la sagomatura prevede l'impiego di strumenti taglienti (utensili) le cui lame asportano macroscopicamente sia il contenuto canalare (tessuto pulpare, detriti dentinali, materiale da medicazione e/o otturazione) e parte della dentina che compone le pareti del condotto. La sagoma intagliata nello spazio endodontico è un tronco di cono, con la base a livello dell'imbocco canalare e il vertice in prossimità del forame apicale maggiore. Il volume di suddetta sagoma non risulta predeterminato ma è in funzione di numerosi fattori, i cui principali risultano: l'anatomia originale (compreso il contenuto) e l'operatore. Quest'ultimo stabilisce la strumentazione adottata e la rispettiva sequenza, la qualità dentinale del terzo apicale (per gli utilizzatori del *visual gauging*) e la tecnica di chiusura. Anche eventuali errori iatrogeni o limitazioni anatomiche possono influenzare il volume finale che riceverà il materiale da otturazione.

Il *volume*, rappresentato dallo spazio endodontico, giace al di sotto di un primo *punto* critico, definito orifizio o imbocco canalare e si sviluppa lungo una *linea*, naturalmente determinata dalla polpa dentaria, che termina al secondo *punto* critico: il forame apicale maggiore. L'orifizio, specialmente negli elementi pluriradicolarati, è l'apertura che origina dalla camera pulpare e conduce al canale radicolare. Il forame apicale maggiore è l'apertura maggiore del canale radicolare sui tessuti periradicolarari e coincide con l'ingresso del principale tronco vascolo-nervoso che compone la polpa dentaria. I due punti sono collocati agli antipodi di una *linea* che gli strumenti endodontici devono poter percorrere durante la terapia affinché possano esercitare al meglio la propria funzione: lo svuotamento della cavità pulpare. Affinché tale svuotamento risulti completabile e completo, la conoscenza dell'anatomia endodontica riferita al sistema endodontico da trattare è mandatoria.

La preparazione canalare può essere suddivisa in tre fasi (1): *iniziale, preparazione base, rifinitura apicale.*

- **Fase iniziale:** comincia dopo il reperimento dell'imbocco canalare. Prevede:

- ✚ lo *scouting*, ossia il sondaggio preliminare, preferibilmente con strumenti piccoli manuali, detti *lime* o *k-file*. Questi, come proiezioni delle dita dell'operatore, devono sentire quello che il canale offre, man mano discendono verso il terzo apicale. Obiettivi dello *scouting* sono: determinazione della lunghezza di lavoro (ove possibile) e degli ostacoli lungo la *linea* di criticità, chiamata anche sentiero o percorso.
- ✚ il *glide-path*: consiste nella preparazione di un "sentiero di scorrimento", liscio, ripetibile e privo di interruzioni, lungo il quale una lima #15 (o #10, non precurvata, secondo l'esperienza dell'autore) scende senza difficoltà a lunghezza di lavoro. Può essere manuale o meccanico: quest'ultimo, largamente diffuso oggi, quando ottenuto con gli strumenti rotanti o reciprocanti.
- ✚ il *pre-flaring*, definito allargamento coronale precoce, per agevolare l'utilizzo degli strumenti meccanici.

Il protocollo di sagomatura più "prudente" e alla portata di tutti è quello che affronta le tre fasi separatamente, senza alcun tipo di commistione. In questa condizione, lo strumento manuale, libero

di muoversi lungo la *linea* di criticità, garantisce allo strumento successivo (sia manuale che meccanico) un percorso di sicurezza, precedentemente sondato, nella sua totale estensione se non erano presenti ostacoli. Viceversa, un approccio ibrido o *simultaneo* consentirà di ridurre i tempi iniziali di alesatura a fronte di qualche rischio (separazione strumento, gradino, tappo dentinale) soprattutto in presenza di operatore inesperto. Oggi, il progresso tecnologico applicato alla metallurgia (trattamenti termici) e ai movimenti erogati dai motori endodontici (reciprocazione, oscillazione, OTR) rendono l'approccio simultaneo più accettabile, riducendo sia l'utilizzo di strumenti manuali che il tempo operativo per completare la preparazione del canale radicolare.

- ***Fase di preparazione base:*** prevede il taglio della dentina radicolare, lungo la linea, fino a ricavare un volume minimo (diametro 0.25 mm e conicità 0.04/0.06) che possa ricevere un sigillo apicale in guttaperca.
- ***Fase di preparazione e rifinitura apicale:*** prevede il taglio selettivo della dentina del terzo apicale a diametri anatomicamente guidati affinché il canale possa alloggiare correttamente un cono di guttaperca.

Dal secolo scorso a oggi vari autori hanno contribuito a fissare i principi del trattamento endodontico, con una particolare enfasi riguardante la sagomatura canalare. Ciò è naturale se teniamo conto che la detersione meccanica (*quanto apriamo il volume*) è propedeutica al funzionamento degli irriganti (*quanto disinfectiamo il volume*) e al sigillo della cavità endodontica. In relazione ai materiali impiegati e alle *scuole di pensiero*, possiamo riconoscere le principali tecniche di preparazione, valide sia per la strumentazione manuale che meccanica:

- **Crown-Down:** il primo approccio venne condiviso dal dr. Talbot nel 1880 (2), per poi modificarsi nei periodi successivi. Il principio è intuitivo: lo strumento più grande e più rigido prepara il sentiero a quello più piccolo e flessibile. Questa filosofia richiede al clinico l'annullamento dei *condizionamenti* (interferenze coronali, curvature, calcificazioni), spesso fattori di clamorosi errori e situati coronalmente rispetto al terzo apicale. A fronte di un maggior tempo di preparazione, la *crown-down* risulta essere una tecnica sicura e predicibile, in grado di ridurre gli stress meccanici operanti sulle superfici degli strumenti. Tuttavia, non si deve abusarne

soprattutto in presenza di esigui spessori dentinali (rischio di stripping e/o frattura radicolare verticale).

- **Step-back:** ideata dal prof. H. Schilder (2), uno dei padri dell'endodonzia contemporanea, prevedeva l'utilizzo di strumenti di diametri crescenti (medio e grande) in direzione apico-coronale allo scopo di intagliare la tronco-conicità richiesta dalla *tecnica di otturazione verticale a caldo*. Onde invitare l'intasamento del forame, il mantenimento della pervietà apicale (*patency*) con una lima #10 veniva raccomandato.
- **Step-down:** La tecnica *step back* può essere ibridizzata con quella *crown-down* per ottenere una tecnica che risulti rapida, per quanto comporta l'eliminazione dei condizionamenti, e propedeutica all'otturazione canalare, per quanto riguarda rifinitura apicale e tronco-conicità. La *step-down*, inizialmente pubblicata da Goerig *et al.* (3) poi diffusa da Scianamblo e Ruddle a partire dagli anni '90, è una tecnica ibrida che alterna l'utilizzo passivo (in uscita) degli strumenti in acciaio, sia manuali che rotanti (*gates-glidden*) per sgrossare il terzo coronale e medio, la negoziazione del forame con strumenti piccoli e la rifinitura secondo *step-back*.

- **Forze bilanciate:** descritta da Roane et al. nel 1985 per la strumentazione dei canali curvi (4). Associa il taglio ottimale della dentina alla centratura dello strumento all'interno del canale. Si compone di tre movimenti:
 - Primo: rotazione passiva in senso orario di 90° e impegno contro la dentina circostante
 - Secondo: rotazione in senso antiorario mentre lo strumento è mantenuto alla stessa profondità e contemporaneamente spinta in direzione apicale.
 - Terzo: rotazione attiva in senso orario per raccogliere i frustoli

- **Tecnica simultanea (5,6):** ideata dal prof. Malagnino per gli strumenti rotanti M2 in nichel-titanio (e non per quelli manuali in acciaio, come per le tecniche precedentemente illustrate), prevede tutt'oggi l'utilizzo di strumenti di diametro e conicità gradualmente crescenti, con un taglio della dentina distribuito lungo tutto il canale, differenziato a seconda delle fasi di lavoro. La *tecnica simultanea* prevede l'impiego iniziale di strumenti che, pur tagliando maggiormente la dentina del terzo coronale e medio, raggiungono, in virtù dei diametri di punta contenuti, il forame apicale. L'utilizzo successivo degli strumenti più

grossi, che agiscono selettivamente nella regione del forame, non comportano il consumo ulteriore di dentina più coronale, in virtù delle conicità che man mano si riduce, con l'incremento dei diametri di punta.

Dal punto di vista scientifico e clinico, è importante sottolineare la differenza che intercorre tra tecniche di sagomatura (appena illustrate), sequenza di sagomatura e movimento di taglio (queste ultime confuse con la prima). La sequenza di sagomatura indica la successione di strumenti impiegati per la strumentazione del canale radicolare: la scelta della sequenza, per sistematica (ossia della stessa tipologia) o ibrida è solitamente soggettiva, nonostante la proposta di alcuni autori a diversificarla in relazione all'anatomia da trattare. Il movimento di taglio è la modalità con cui le lame alesano il canale radicolare: può essere estrinseco (se eseguito dall'operatore) o intrinseco (se operato dal motore endodontico).

Riguardo il *movimento estrinseco*:

- il *brushing* (o *spennellatura*) corrisponde ad un movimento laterale, in uscita, ideato per strumenti ad elevata capacità di taglio

- il *pecking* (in gergo “*va e vieni*”) è una pressione assiale esercitata dall’operatore che permette l’ingaggio delle lame contro le pareti.

Riguardo il *movimento intrinseco*:

- La *rotazione continua*
- La *reciprocazione, ossia un movimento di rotazione alternato (orario e antiorario)*

A prescindere dalla sequenza impiegata, dalla tipologia di movimento e dalla tecnica di strumentazione, il prodotto della sagomatura deve risultare in un condotto a sezione rotonda (se lo strumento adottato ha sezione circolare) e centrato all’interno della radice.

PROPRIETA', CARATTERISTICHE E METALLURGIA DEGLI STRUMENTI ENDODONTICI

L'ACCIAIO IN ENDODONZIA

Due sono i metalli impiegati per la fabbricazione degli strumenti endodontici: l'acciaio e il nichel-titanio. L'impiego dell'acciaio per la produzione di utensili primitivi, simili ai *tiranervi*, risale al 1875 e per più di un secolo è stato il materiale di riferimento per la sagomatura canalare (7). Esso si presenta come una lega ottenuta dalla fusione di minerali di ferro e carbonio; la quantità percentuale (*tenore*) di quest'ultimo determina la proprietà dei vari acciai. Inoltre, la possibile combinazione con altri elementi conferisce ulteriori proprietà: il silicio comporta maggiore resistenza, riducendo la saldabilità; il rame ostacola la corrosione; il manganese e il cromo aumentano la durezza sebbene il primo influenzi negativamente l'elasticità. L'acciaio largamente impiegato per gli strumenti endodontici è quello *inossidabile*, dotato di elevata *durezza* (resistenza alla deformazione permanente quando l'attrito viene applicato alla superficie),

tenacità (capacità di assorbire energia, resistendo alla rottura), *duttilità* (capacità di deformarsi sotto carico, esibendo deformazioni plastiche prima di giungere alla rottura) e *resistenza alla corrosione*. Possiede anche una buona *plasticità* (caratteristica di deformarsi in modo permanente) e un *coefficiente di elasticità* elevato, il che lo rende un materiale rigido se paragonato al NiTi. L'acciaio inossidabile viene prodotto aggiungendo cromo (18%), che previene la corrosione, e nichel (8%), che conferisce elasticità alla lega. Risulta più resistente alle sollecitazioni meccaniche rispetto all'acciaio carbonio, quest'ultimo dotato di maggiore rigidità e preferito per gli strumenti di piccole dimensioni, sebbene caratterizzato da una maggiore tendenza agli stress torsionali. L'acciaio inossidabile costituisce la quasi totalità degli strumenti endodontici manuali e una piccola parte di strumenti meccanici, come le frese di Gates-Glidden e di Largo.

STRUMENTI MANUALI IN ACCIAIO A CONICITA' CONVENZIONALE .02

Numerose sono le tipologie proposte: in questo elaborato, ne elencheremo le principali impiegate durante la sagomatura canalare.

Lime K o K-File

Sono probabilmente gli strumenti più diffusi, impiegati per la negoziazione e l'allargamento del canale radicolare. Introdotti dalla *Kerr Manufacturing Co. of Romulus*, Michigan nel 1904, vengono ottenuti per attorcigliamento (reso possibile dalla caratteristica di plasticità del materiale) di un filo d'acciaio a sezione quadrata. Il disegno robusto è responsabile della spiccata resistenza alla torsione e alla flessione, qualità indicate per lo *scouting* canalare. Inoltre, la sezione quadrata offre quattro punti di appoggio lungo le pareti e dunque una percezione tattile adeguata durante le fasi di esplorazione. La punta è tagliente e presenta un angolo di transizione particolarmente aggressivo che può essere responsabile della formazione di gradini. I k-file vengono impiegati con un movimento di "va e vieni" alternati con abbondanti lavaggi per evitare la formazione di tappi dentinali.

K-reamers o Allargacanalì

Sono ottenuti per torsione di un filo d'acciaio a sezione triangolare. Rispetto ai k-file, presentano un numero inferiore di spire per millimetro (quasi la metà) ed un angolo di incidenza delle lame più acuto. Da ciò, ne deriva una scarsa efficacia di taglio durante il movimento di "va e vieni". Il loro utilizzo corretto prevede una rotazione di $\frac{1}{4}$ di giro contemporanea alla loro estrazione per alcuni millimetri. Per il numero ridotto delle spire e gli ampi spazi tra le lame, tendono ad accumulare meno detriti rispetto ai K-file. Rispetto a questi, i K-Reamer risultano più flessibili ma meno resistenti.

H-File o Hedstroem File

Sono ottenuti per microincisione di un filo conico a sezione rotonda. L'angolo di incisione delle lame sulla dentina è prossimo a 90°, rendendo questi strumenti molto taglienti nel movimento di "va e vieni". La capacità di taglio è elevata e sembra maggiore rispetto ai k-file. Tuttavia, le profonde incisioni superficiali riducono la massa dello strumento rendendolo particolarmente fragile quando usato in rotazione.

STRUMENTI MECCANICI IN ACCIAIO

Frese di Gates-Glidden

Sono strumenti da contrangolo, caratterizzate da un lungo e fragile gambo e da un'estremità ellittica a forma di fiamma che termina con una punta "guida" non tagliente. Sono disponibili sei misure, da un diametro massimo di 0.50 mm (#1) fino a 1.50 mm (#6). La lunghezza della parte tagliente accresce progressivamente con il diametro. Vengono adoperate in uscita, con movimento delicato di brushing circonferenziale, e coadiuvano il clinico nella rimozione delle interferenze coronali.

Frese Largo

Sono strumenti da contrangolo simili alle Gates Glidden; differiscono da queste poiché la parte lavorante è di forma cilindrica ed è più lunga. La punta guida non è tagliente e prevede un diametro massimo di 0.70 mm per la prima fresa e di 1.70 mm per l'ultima. Risultano molto aggressive: pertanto il loro utilizzo è solitamente circoscritto alla preparazione del post space, salvo casi particolari di ritrattamento.

IL NICHEL TITANIO IN ENDODONZIA

L'introduzione della lega nichel-titanio ha rappresentato l'ultima (vera) rivoluzione in Endodonzia, poiché ha permesso di realizzare sagomature molto performanti, anche di canali complessi, riducendo la sequenza operativa, le tempistiche, senza la necessità di doti manuali superiori da parte dell'operatore.

La lega NiTi, o NiTiNol (acronimo di Ni, nichel - Ti, Titanio – Nol, Naval Ordinance Laboratory) venne sviluppata da Buehler, negli anni 60', per conto di un programma spaziale del governo USA (8). Fu introdotta in odontoiatria, nel 1971, da Andreasen per la produzione di fili ortodontici (9). Sebbene le prime ricerche in Endodonzia risalgono al 1988 (10), la commercializzazione su scala mondiale avvenne negli anni novanta, grazie all'intuito di tre endodontisti americani: Johnson, Mc Spadden e Senia.

Il NiTi è una lega intermetallica con le seguenti caratteristiche:

1. *Biocompatibilità e resistenza alla corrosione*
2. *Resistenza alla fatica, flessione e torsione*
3. *Memoria di forma*: definita la capacità di riacquistare, dopo una deformazione, la forma iniziale, mediante riscaldamento.

4. *Superelasticità*: definita la proprietà dei corpi a deformarsi per l'effetto di forze esterne e di riprendere la forma primaria al cessare di queste.

La lega NiTi usata in Endodonzia presenta una composizione equiatomica, con un rapporto stechiometrico 1:1 fra Nichel (56% in peso) e Titanio (44% in peso), talvolta sostituito, in percentuale inferiore al 2 %, da altri metalli come cobalto o rame. Allo stato solido, al variare della temperatura, può esistere in diverse forme cristallografiche, distinte tra loro per le differenti proprietà meccaniche differenti.

1. *Fase Austenitica (A)*: caratterizzata da un reticolo cubico a corpo centrato. È stabile ad alte temperature. Durante questa fase, il materiale si presenta rigido e superelastico.
2. *Fase Martensitica (M)*: caratterizzata da un reticolo esagonale compatto. È stabile a basse temperature. Il materiale è dotato di flessibilità e plasticità
3. *Fase R intermedia*: la struttura è un ibrido tra la fase austenitica e quella martensitica. Il cambiamento da una fase all'altra può avvenire secondo diversi meccanismi: stress e temperatura.

La fabbricazione degli strumenti NiTi è una procedura complessa e articolata caratterizzata dalla tornitura (*milling*) di un filo, raramente dalla sua torsione (Twisted File, Kerr Sybron Endo, USA) o dall'elettrocorrosione (Hyflex EDM, Coltene, Germany). Dal processo, possono residuare impurità, quali microcavità e solchi di fresatura, che possono compromettere le proprietà meccaniche dello strumento (capacità di taglio, resistenza) sebbene tra gli autori non esiste ancora pieno accordo riguardo il significato clinico da attribuire a questi difetti.

Rispetto agli strumenti in acciaio, gli strumenti NiTi possono ricevere trattamenti di superficie in grado di migliorare le proprietà di resistenza. Ciò è motivato dal verificarsi di vari fenomeni che alterano il prodotto finito. Ad esempio, l'ossidazione, che riguarda gli strati esterni dell'utensile (e non il core) modificandone la composizione, comporta la formazione di spessori compresi tra 2-20 nm. Sono documentati anche micro difetti a livello del reticolo cristallino (11,12) e depositi di C e S imputabili alla lubrificazione e responsabili dell'accumulo di detriti (13).

I trattamenti di superficie, introdotti dalle aziende per uniformare il prodotto finale e renderlo più sicuro, migliorano: la resistenza alla fatica ciclica, la capacità di taglio, la rigidità di superficie e la flessibilità dello strumento (14).

Esistono altre tipologie di trattamenti, applicati allo strumento endodontico NiTi per esaltarne la resistenza agli stress meccanici e la flessibilità: sono quelli termici e sfruttano il differente comportamento della lega NiTi al variare della temperatura. Per trattamenti termici si intendono quelle operazioni o successioni di operazioni termiche alle quali vengono sottoposti metalli o leghe metalliche allo scopo di ottenere una determinata struttura e determinate proprietà finali, con variazioni più o meno accentuate rispetto a quelle di partenza. Il primo trattamento termico, detto *M-Wire*, fu introdotto dalla Dentsply-Tulsa Dental Specialties nel 2007 e viene tutt'ora realizzato a monte del prodotto finale: tuttavia, le ricerche più recenti concludono che non ci sono differenze significative, in termini di resistenza alla torsione e alla fatica ciclica, tra il NiTi tradizionale (austenitico) e quello trattato *M-Wire* (15). La *lega Blue* (Dentsply-Tulsa Dental Specialties) viene trattata dopo la realizzazione del file e assume caratteristiche di plasticità. Comporta un netto miglioramento della fatica ciclica se confrontato con il NiTi tradizionale ed *M-Wire* (15, 16). Similmente, anche il trattamento *Gold* conferisce una migliorata resistenza alla fatica ciclica oltre a migliorare la flessibilità del strumento (ProTaper Gold, Waveone Gold, Pro Taper Ultimate) il cui utilizzo può essere indicato anche per le curvature severe. (17, 18).

I trattamenti termici ottimizzano alcune proprietà della lega NiTi oltre a ridurre i difetti che si accumulano durante la produzione dello strumento. Inoltre, dal momento che la lega si trova in fase martensitica alla temperatura di utilizzo, lo strumento perde la superelasticità mentre acquisisce plasticità, dunque capacità a deformarsi sotto carico. Qualora le deformazioni risultassero permanenti, in presenza di canali stretti queste proprietà non risulterebbero idonee. Pertanto, a fronte di miglioramenti introdotti a beneficio della lega, il clinico potrebbe non necessariamente avere riscontri positivi.

STANDARDIZZAZIONE ISO

Sia gli strumenti in acciaio che quelli in nichel-titanio sono oggetto della medesima standardizzazione, introdotta dall'*International Standard Organization* (ISO) in collaborazione con la *Fédération Dentaire Internationale* (FDI), e adottata nel 1976 dall'*American Dental Association* (ADA) (19). La standardizzazione prevede che ogni strumento sia dotato di:

- una *misura*, determinata dal diametro della punta ed espressa in centesimi di millimetro

- un termine ultimo, o *punta*, denominato D_0 , sebbene il diametro che definisce lo strumento venga misurato nella prima porzione misurabile delle lame (D_1).
- una *parte lavorante* di 16 mm. Con il gambo e il manico, lo strumento può essere disponibile in tre lunghezze: 21 mm (corto), 25 mm (standard) e 31 mm (lungo).
- una *conicità* (o *taper*), rappresentata dall'incremento del diametro dello strumento per ogni millimetro. La conicità è del 2% per gli strumenti che corrispondono alle norme ISO. Per tale ragione, si è in attesa di nuove norme riguardanti gli strumenti NiTi, in cui i taper risultano differenti, anche all'interno dello stesso strumento (conicità variabile).
- una *numerazione*, corrispondente alla misura in D_1 , che va da 06 a 140 ed è caratterizzato da un codice colori.

La standardizzazione attuale è figlia di Ingle, che la propose a partire dal 1955 (20). Le sue proposte contribuirono a omologare la produzione di strumenti manuali, in acciaio inox (e non più acciaio carbonio), con colori codificati (che si ripetono ogni sei strumenti) e assortiti con nuove misure, piccole (06 e 08) e grandi (da 110 a 150). Tuttavia, la standardizzazione vigente presenta alcuni "limiti":

- la parte lavorante risulta identica, anche per gli strumenti più lunghi, dove è richiesta, da parte del clinico, una porzione tagliente più estesa in lunghezza (come già accade per alcuni strumenti NiTi – Mtwo). Nei canali lunghi (ex: il canino) la strumentazione può essere indaginosa, soprattutto quando il gambo dello strumento, liscio e “non attivo”, interferisce con le pareti canalari e cavitarie senza poterle tagliare. Per esperienza diretta dello scrivente, talvolta questo sfregamento produce la liberazione di ossidi dal gambo dello strumento meccanico che vanno a depositarsi nella soluzione irrigante.
- come sottolineato da Schilder, nel 1989, l’incremento della punta pari al 5% (0.05 mm) si traduce negli strumenti piccoli dal #10 al #15 e dal #15 al #20, con una difficoltà tecnica durante la preparazione nel canale, soprattutto nelle fasi di *scouting* o *glide path*. Infatti l’incremento percentuale della punta è del 50 % tra #10 e #15 e del 33% tra #15 e #20 e viene spesso “sentita” sia dall’operatore principiante che esperto. Per tale ragione, vennero introdotte delle misure intermedie tra gli strumenti più piccoli nella cosiddetta *standardizzazione ProFile 29 (21)*.

STANDARDIZZAZIONE PROFILE 29

Venne introdotta per semplificare i passaggi della preparazione canalare condotta con strumenti in acciaio, aumentano il numero degli strumenti nei diametri più piccoli e diminuendo quelli nei diametri più grossi. Essa comporta:

- una sequenza di strumenti più snella (13 invece di 21)
- un aumento percentuale del diametro di punta costante, pari al 29,17 %.

La standardizzazione ProFile 29 influenzò anche la produzione di alcuni strumenti rotanti in NiTi, come i Path File.

DIFFUSIONE DELLA STRUMENTAZIONE MECCANICA NiTi

Il mercato mondiale ha scelto la strumentazione meccanica Ni-Ti per l'esecuzione dei trattamenti endodontici. La resistenza e la flessibilità della lega NiTi hanno consentito:

1. di meccanizzare lo strumento endodontico, prima utilizzato manualmente

2. di realizzare lo strumento con conicità maggiori, quindi in grado di toccare una superficie dentinale notevolmente superiore.

Gli strumenti meccanici NiTi offrono una sagomatura canalare altamente performante, ottenibile in breve tempo, disponibile per tutti gli operatori, utilizzabile con profitto anche nelle anatomie più severe.

NOZIONI FISICHE DEI METALLI e RELATIVE IMPLICAZIONI CLINICHE

COMPOSIZIONE DEI METALLI (22, 23)

I metalli sono policristalli, ovvero sono solidi formati da molteplici cristalli microscopici detti cristalliti, o *grani*, i quali si formano quando i metalli allo stato liquido vengono raffreddati in maniera controllata. Gli atomi sono disposti nello spazio con regolarità geometrica in modo da costituire un reticolo tridimensionale: la struttura e le proprietà che ne derivano dipendono principalmente dalla natura dei legami esistenti tra gli atomi (ionico, metallico, covalente e di Van der Waals). Il più importante per l'argomento in esame è il legame metallico, in cui gli atomi presenti nel reticolo condividono gli elettroni di valenza con formazione di una nube elettronica diffusa nell'intero reticolo. È proprio il legame metallico, infatti, a determinare, nei solidi metallici, le seguenti caratteristiche: compattezza, elevata densità, conducibilità termica ed elettrica elevate, lucentezza.

Quando un reticolo cristallino è soggetto a sforzi avvengono delle deformazioni che possono risultare di due tipi: elastiche, intese come distorsioni che si annullano con il cessare della sollecitazione, oppure plastiche, che consistono in *scorrimenti* (slip) o *germinazioni* (twin). Gli scorrimenti avvengono secondo determinati piani reticolari, paralleli tra loro, e risultano permanenti.

LAVORO DEGLI STRUMENTI ROTANTI NITI (7)

Il lavoro svolto dagli strumenti rotanti NiTi all'interno del canale radicolare è quello di taglio. Poiché l'anatomia canale raramente si configura con un condotto largo e rettilineo, il lavoro dello strumento NiTi è influenzato da alcuni condizionamenti (triangoli di dentina, calcificazioni, restringimenti, curvature) che possono compromettere l'efficienza e la resistenza dello stesso. Gli stati di tensione, provocati dai condizionamenti, sono responsabili del deterioramento (o fatica) dello strumento e possono condurre alla frattura. I principali stati di tensione sono due: torsione e tensione.

STRESS TORSIONALI

La fatica torsionale è lo stress di taglio sviluppato in un materiale sottoposto ad una coppia di forze (momento torcente).

Clinicamente può avvenire in questi scenari:

- a) Quando un'ampia superficie dello strumento friziona eccessivamente contro le pareti canalari (*taper lock*).
- b) Quando la punta dello strumento è più grande della sezione da sagomare.
- c) Quando l'operatore esercita un'eccessiva pressione sul manipolo endodontico

a) Superficie di contatto estesa

Per consentire l'azione di taglio su una superficie estesa, la coppia di forze richiesta per mantenere costante la rotazione deve aumentare. Per tale ragione, gli strumenti sono azionati da motori a controllo di *torque*. Questi leggono lo stress torsionale (*torque*) trasmesso dallo strumento al manipolo e possono bloccare lo strumento qualora registrino uno stress superiore alla soglia preimpostata, prevenendo la frattura per torsione. Fortunatamente, esistono strategie che il clinico può adottare a prescindere dalla tecnologia disponibile durante il trattamento

endodontico. La prima è quella di lavorare il canale a settori, in modalità *crown-down* (24) o *step-down*, riducendo la quantità di dentina che contatta lo strumento, coronalmente alla punta. La seconda consiste nel mantenere costantemente pulite le spire dello strumento, che potrebbero infarcirsi di detriti e fango dentinale, aumentando la superficie di contatto tra strumento e pareti dentinali.

b) punta dello strumento e ampiezza del canale

La maggioranza degli strumenti rotanti NiTi hanno punta non attiva (o non tagliente) per evitare la formazione di gradini o false strade. Nonostante i benefici derivati da questa scelta, se la punta non attiva, con scarse capacità di taglio, affronta una sezione del canale radicolare più piccola, questa avanza con fatica fino a bloccarsi. Se lo strumento continua a ruotare e il momento torcente del motore eccede quello sopportato dallo strumento, l'esito finale è la deformazione plastica che condurrà infine alla frattura. Per evitare questo scenario, il clinico deve adottare due accorgimenti: il *pre-flaring* e il *glide path*. Il primo assicura che non ci siano condizionamenti coronali che possano deviare la traiettoria dello strumento, provocando l'impatto tra la punta e le pareti dentinali; il secondo accresce le possibilità che lo strumento

raggiunga il forame, avendo intagliato diametri e pareti favorevoli alla progressione della punta.

c) eccessiva pressione

Quando l'operatore applica una pressione eccessiva al manipolo, aumenta l'area di contatto strumento/superficie di dentina, quindi la coppia di forze che lo strumento riceve dal motore per mantenere la velocità costante. Per evitare una frattura secondaria a questo comportamento, è sconsigliato, per la rotazione continua, l'impiego di pressioni eccessive, che risultava essere la principale causa di separazione secondo una survey condotta sui dentisti svizzeri (25).

STRESS FLESSIONALI

Per alcuni autori, sono le maggiori responsabili della fatica che lo strumento subisce (26, 27, 28). Dipendono dall'anatomia originale del canale: in particolare, il raggio di curvatura, l'angolo di curvatura e la grandezza dello strumento rappresentano i fattori principali (24). Durante la rotazione, lo strumento è continuamente sottoposto a forze di trazione e compressione che possono deformare la lega. Per questa ragione, lo strumento non

deve mai restare fermo, in rotazione, lungo una traiettoria curva ma distribuire il carico lungo la superficie più ampia possibile, prediligendo un movimento di *brushing* o *pecking*. Sattapan *et al.* (29) suggerivano anche di limitare la durata di utilizzo degli strumenti rotanti, soprattutto alla comparsa di difetti visibili con magnificazione.

Le separazioni dovute agli stress flessionali producono fratture nette in assenza di difetti superficiali (29); al SEM si presentano con numerose fossette, striature lineari e area di insorgenza di cricche (30,31). Le separazioni dovute agli stress torsionali, invece, si accompagnano a evidenti segni di deformazioni plastica (srotolamento o attorcigliamento) (29); al SEM si manifestano con abrasioni circolari (32).

Questi criteri sono di utilità al clinico che desidera comprendere la natura dell'incidente e modificare la strategia di sagomatura, sebbene la ricerca abbia dimostrato che la causa principale della separazione sia lo stress flessionale (33), spingendo le aziende a concepire strumenti rotanti in grado di sopportare meglio questa tipologia di carico.

RESISTENZA A FATICA (22,23)

La fatica o stanchezza è un fenomeno meccanico di progressiva degradazione di un materiale, sottoposto a carichi variabili nel tempo (in maniera regolare o casuale), che può portare alla sua rottura (cedimento a fatica o rottura per fatica) sebbene i valori massimi di sollecitazione possano risultare inferiori alla tensione di rottura o punto di snervamento statico. Per determinare la fatica ciclica, occorre che le forze agenti sull'elemento meccanico varino in modo ciclico, con valori massimi (picchi) e minimi (valli) alternati. Le deformazioni plastiche non sono visibili: un cedimento per fatica inizia con una frattura microscopica, con due aree distinte. La prima, dovuta alla comparsa della *cricca*, appare quasi liscia, caratterizzata da striature circolari; la seconda, invece, si manifesta con una superficie rugosa e si associa alle deformazioni plastiche. Con riferimento alla norma ASTM (American Society for Testing and Materials), la fatica viene definita il "processo di cambiamento strutturale permanente localizzato e progressivo che accade in un materiale in condizioni di tensione o deformazione fluttuante in uno o più punti e che possono culminare in cricche o nella completa frattura dopo un sufficiente numero di fluttuazioni". Questa definizione appare più chiara spiegando i termini che la compongono. *Progressivo* e

permanente implicano che il processo si estende per un periodo di tempo o di uso ed è irreversibile; *localizzato* significa che il processo non coinvolge l'intero componente ma si innesca a livello locale; le *cricche* sono delle crepe iniziali che rappresentano la causa di rottura del componente; la *frattura* rappresenta l'ultimo stadio della fatica e consiste nella separazione in due parti del componente in oggetto.

Come anticipato precedentemente, i metalli sono policristalli, ossia solidi formati da numerosi cristalli microscopici detti cristalliti o *grani* (in campo metallurgico). Questi possiedono proprietà meccaniche particolari che manifestano secondo direzioni preferenziali. Se sono sotto sforzo, essi si deformano e i piani cristallini scorrono secondo piani a 45°. Tale scorrimento avviene quando la tensione supera un valore critico, tipico del materiale. In questa occasione, si formano le "*cricche*", le quali originano dalla superficie fino a disporsi alla direzione del carico. Quando la cricca prevalente raggiunge una lunghezza tale che la sezione resistente residua non può sopportare al carico applicato, si ottiene la frattura.

DEFORMAZIONI ELASTICHE E PLASTICHE (22, 23)

Un corpo soggetto a sollecitazioni si deforma in proporzione all'intensità dello sforzo applicato, alla natura del materiale, e ad altre condizioni fisiche. Per *deformazione* si intende un qualsiasi cambiamento della configurazione geometrica del corpo che porta ad una variazione della sua forma o delle sue dimensioni, in seguito all'applicazione di una sollecitazione interna o esterna. La deformazione può essere divisa in due categorie: *elastica* se scompare al cessare del carico; altrimenti, se permanente, è detta *plastica*. Il nichel-titanio, impiegato per gli strumenti meccanici, è un materiale elastico, fino ad un certo valore di sollecitazione, poi diventa plastico, fino alla rottura. A tal proposito, viene definito *punto di snervamento* il valore della tensione in corrispondenza della quale il materiale passa da un comportamento elastico reversibile ad un comportamento plastico caratterizzato da deformazioni irreversibili (Fig.1). La conoscenza del punto di snervamento di un materiale è di fondamentale importanza nel progetto di un componente o di un manufatto, in quanto esso generalmente segna il valore limite del carico a cui il componente o il manufatto può resistere.

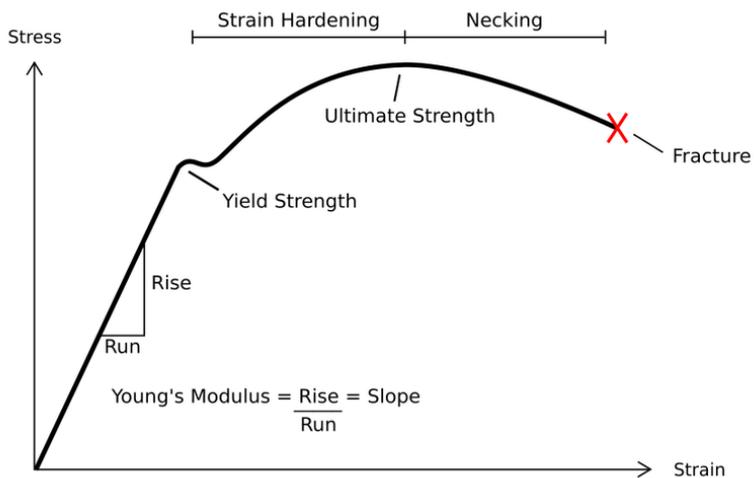


Figura 1: *grafico stress/strain durante una prova di torsione. Il punto di snervamento ha un valore inferiore rispetto al momento torcente registrato prima della frattura.*

FRATTURA DELLO STRUMENTO ENDODONTICO: CONSIDERAZIONI CLINICHE

Come riportato nel paragrafo introduttivo, il trattamento canalare mira allo svuotamento completo del canale radicolare e alla disinfezione dello spazio endodontico fino al forame apicale. Tuttavia, esistono condizioni anatomiche (calcificazioni, curvature severe, riassorbimenti) e iatrogene (presenza di ritenzioni canalari, materiali da otturazione, strumenti separati) che possono impedire o rendere difficoltoso il percorso del condotto canalare. L'avvento della strumentazione NiTi ha favorito l'esecuzione del trattamento canalare, migliorando la qualità del trattamento, semplificando la tecnica di sagomatura, diminuendo i tempi di lavoro. (34,35) Tuttavia, il suo diffuso utilizzo ha comportato un aumento dell'incidenza della frattura, episodio che intimorisce il clinico in quanto può condurre al fallimento del trattamento e, talvolta, a sequele medico-legali. (36) Poiché la rimozione dello strumento non è sempre possibile, la porzione al di là della punta può non risultare adeguatamente detersa. Soprattutto negli elementi con lesione apicale, questo evento si associa ad un incremento del tasso di insuccesso (37). Fortunatamente, la letteratura e il mercato offrono al clinico diverse strategie. La gestione dello strumento fratturato passa, *in primis*, dal bypass, un'opzione alla portata di tutti i clinici che mira

a superare lo strumento stesso, senza rimuoverlo, tramite l'ausilio di lime piccole, in acciaio (38). Due sono gli scopi: ultimare la detersione chemomeccanica dello spazio endodontico; preservare la maggior sostanza dentale possibile al fine di scongiurare una frattura verticale di radice (39). Laddove il bypass non risulti possibile, la rimozione dello strumento può essere tentata. L'esito auspicabile è la completa rimozione dello strumento con il minor risparmio di tessuto dentale. Anche se non sempre possibile, uno strumentario specifico, un certo grado di esperienza dell'operatore, la corretta pianificazione con l'esame CBCT, e la visualizzazione ottimale con il microscopio operatorio possono agevolare il ritrattamento canalare (7). Qualora non fosse gestibile per via ortograde e il dente risultasse asintomatico, lo strumento fratturato può essere lasciato all'interno del canale, sagomando, detergendo e sigillando il canale coronalmente. In tal caso, non è necessario estrarre il dente o ricorrere all'endodonzia chirurgica, a patto che il dente interessato venga sottoposto a follow up periodici (40). La letteratura ha investigato i molteplici aspetti che sottendono alla separazione dello strumento mentre clinici e aziende hanno migliorato rispettivamente la strategia di strumentazione e la metallurgia degli strumenti (35). Il tratto comune che attraversa le rispettive ricerche è ritenere che lo strumento debba essere continuamente migliorato per resistere

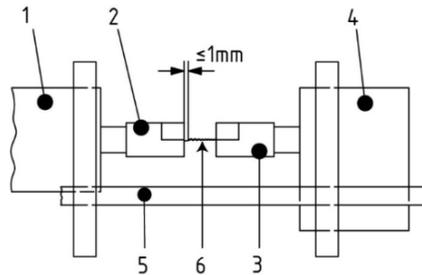
alle sollecitazioni. Tra quelle presentate, la fatica torsionale verrà discussa in questo lavoro di tesi.

FATICA TORSIONALE IN CAMPO ENDODONTICO

La fatica torsionale si verifica quando la punta, o la porzione apicale dello strumento, interessata da un movimento di rotazione, rimane bloccata contro le pareti dentinali. La torsione, che conduce alla deformazione irreversibile, è provocata da una differenza di velocità lungo i capi della porzione bloccata. Le cause che la influenzano possono essere suddivisi in tre gruppi, come suggerito da Gambarini *et al.* (41). I fattori anatomici come il diametro canalare, il raggio e l'angolo di curvatura, la durezza della dentina e la lunghezza del canale (42, 43). I fattori legati allo strumento, quali la sezione dello strumento, attualmente uno dei parametri più importanti, la tipologia della lega, il processo produttivo, il trattamento termico, il core interno, l'angolo di taglio, il diametro apicale e la conicità. Infine ci sono i fattori strategici, ossia quelli correlati dall'operatore: l'estensione della cavità d'accesso, il glide path, il preflaring coronale, l'impiego di motori endodontici a controllo di torque, la tecnica di strumentazione (crown down, step back, simultanea), il tipo di movimento, l'ampiezza del pecking. Contrariamente a quanto

accada per la fatica ciclica, una cavità d'accesso contratta migliora la resistenza alla fatica torsionale (44).

Il saggio della fatica torsionale viene eseguito con apposite macchine nelle quali lo strumento viene afferrato alle due estremità in due apposite morse. Mediante la rotazione di una di esse si assoggetta lo strumento ad una coppia torcente crescente, mentre alla seconda morsa fa capo il sistema di misura della coppia stessa. Le macchine sono dotate di un dispositivo di registrazione che traccia un diagramma avente le ascisse proporzionali agli angoli di rotazione e le ordinate ai momenti torcenti. A tal proposito, i costruttori di strumenti endodontici devono riferirsi alle norme tecniche del caso, a cui fa riferimento la ISO 3630-1:2019 (45). Essa riporta i requisiti generali per la fabbricazione degli strumenti canalari manuali, specificando i vari test da considerare per il controllo di questi ultimi. Tuttavia, risultano assenti specifiche o standardizzazioni internazionali riguardanti i test di fatica ciclica e torsionale per gli strumenti endodontici meccanici in nichel-titanio (46).



Key

- 1 reversible gear motor
- 2 chuck with hardened steel jaws
- 3 chuck with metallic jaws
- 4 torque measuring device
- 5 linear ball-bearing
- 6 instrument (test piece)

Figura 2: *apparato sperimentale per la prova di resistenza torsionale con riferimento alla specifica ISO 3630-1*

Quello della torsione, applicato agli strumenti manuali, è un test rappresentato da un apparato così formato (Fig. 2-3):

- Motoriduttore reversibile a bassa velocità in grado di far ruotare lo strumento a 2 giri/min.
- Dispositivo di misurazione della coppia fissato su due cuscinetti a sfera lineari montati sull'albero del dispositivo.
- Mandrino con ganasce in materiale metallico utilizzato per bloccare lo strumento a 3 mm dalla punta e coassiale con l'asse di coppia.

- Amplificatore separato per il controllo del funzionamento del motore.
- Display digitale per registrare la coppia e la deflessione angolare.
- Tagliafili, adatto al taglio di uno strumento endodontico.

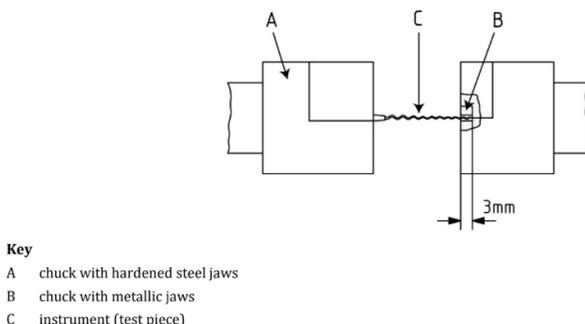


Figura.3: *Dettagli per il mandrino di prova*

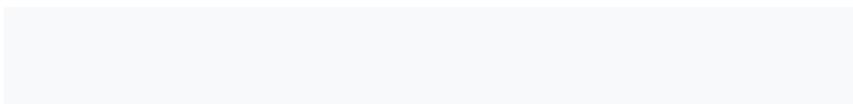
La letteratura endodontica indagata (Tabella 1) limita l'analisi della resistenza alla fatica torsionale degli strumenti NiTi misurando il torque massimo prima della frattura e il rispettivo angolo di torsione, eccetto lo studio di *Yum et al* (47) che aveva analizzato anche il punto di snervamento. La maggior parte degli studi è concorde nell'impiegare la specifica ISO 3630-1, simulando una prova statica in cui lo strumento non ruota alle velocità normalmente impiegate durante un trattamento canalare. Ciò nonostante, sul totale di 74 articoli esaminati riguardante la fatica torsionale degli strumenti endodontici "finisher" NiTi (Tabella 1), 26 (35%) erano condotti senza riferimento all'ISO 3630-

1. Secondo Park *et al.* (48) il carico torsionale in una condizione monotonica (come la ISO 3630-1) si verifica raramente nella pratica clinica. Di conseguenza, poiché le fratture sembrano essere il risultato di una combinazione di sollecitazioni ripetitive (flessione e torsione), gli studi torsionali dovrebbero confrontare la resistenza alla frattura dello strumento Niti a carichi torsionali ripetitivi. I test dinamici per la resistenza alla torsione riproducono sollecitazioni torsionali ripetitive utilizzando un motore endodontico "a controllo di torque" con il meccanismo "auto-stop" inserito. Ogni lima viene guidata in senso orario fino al raggiungimento della coppia preimpostata e il motore si arresta automaticamente. Questo viene conteggiato come un ciclo di carico start-stop. Il motore viene fatto ripartire e il processo viene ripetuto. La limitazione principale dei test dinamici è quella di contenere, o escludere, la componente degli stress flessionali, assenti, invece, nel modello statico (Figura 4).

Un altro punto di vista diverso è stato riportato da Yum *et al.* (47). Gli autori hanno sottolineato l'importanza di un'analisi meccanica più completa della resistenza alla torsione, tenendo in considerazione il punto di snervamento. Il punto di snervamento ha un impatto clinico significativo perché rappresenta la resistenza del materiale alla deformazione permanente. All'interno della fase elastica, le sollecitazioni che agiscono sul materiale

non sono in grado di fargli perdere le proprietà meccaniche originali. Nonostante l'importanza di determinare il punto di snervamento per ogni lima studiata, ad oggi tutti gli studi torsionali (Tabella 2), tranne uno, hanno misurato la deflessione angolare e la coppia massima prima della frattura.

Questa limitazione comporta la necessità di fornire ai clinici dati più affidabili sulle prestazioni meccaniche degli strumenti endodontici.



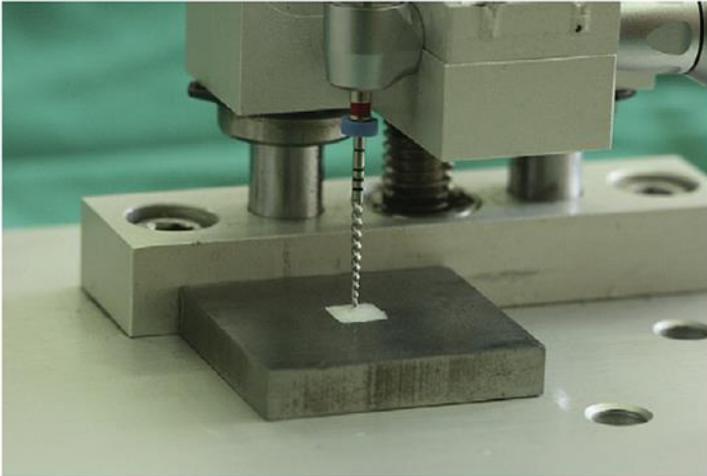


Figure 4: Configurazione della prova di torsione dinamica secondo Park

Per valutare la resistenza torsionale, escludendo l'influenza della fatica flessionale, sono state applicate sollecitazioni torsionali ripetitive alla lima mantenuto in stato rettilineo (senza flessione). Per tale scopo, la punta di ogni strumento testata era rigidamente tenuta in posizione riempiendo un foro cubico con una resina composita che veniva infine fotopolimerizzata.

2.MATERIALI E METODI

Lo scopo di questa tesi era indagare i criteri di affidabilità pertinenti l'analisi meccanica della fatica torsionale in Endodonzia. A tal fine, venivano selezionati tre strumenti endodontici Ni-Ti con leghe e disegno geometrico diverse (MTwo, ProTaper Next e ProTaper Gold) per confrontare i vari comportamenti meccanici. Le ipotesi nulle dello studio erano le seguenti:

- Nessuna differenza significativa nella resistenza torsionale tra gli strumenti testati;
- Nessuna differenza significativa nella deflessione torsionale tra gli strumenti testati.

MTwo (VDW, Germania) è una lima austenitica con una sezione trasversale a forma di S, dotata di due taglienti con un contatto radiale minimo che offre il massimo spazio per la rimozione della dentina. ProTaper Next (Dentsply Sirona, USA) è una lima M-Wire con sezione trasversale rettangolare, progettata in modo tale che il centro di masse il centro di rotazione non coincidano. Questo design riduce al minimo il contatto tra lima e dentina e migliora la rimozione dei detriti dal canale. I ProTaper Gold (Dentsply Sirona, USA) sono strumenti trattati termicamente con una sezione

trasversale triangolare convessa, progettati in modo simile ai ProTaper Universal (Dentsply Tulsa Dental Specialties). La misura selezionata, solitamente scelta per iniziare la preparazione di base dei canali radicolari, era #25.06, per M2 e PTN, e 25.08 per PTG. Ogni gruppo era composto da 15 strumenti rotanti, ciascuno lungo 25 mm di lunghezza. Tutti gli strumenti erano commercializzati in blister sterili; pertanto, non è stata necessaria una precedente sterilizzazione. Tutti gli strumenti testati erano ispezionati al microscopio operatorio (Leica, Germania) con un ingrandimento di 16× per individuare eventuali difetti o deformazioni; nessuno è stato scartato. La prova di torsione veniva stata eseguita a temperatura ambiente, secondo le specifiche ISO 3630-1, come precedentemente descritto. Per ogni strumento, il manico veniva bloccato in un mandrino per evitare lo scivolamento ed è stato collegato al motoriduttore. I tre millimetri della punta degli strumenti erano bloccati da una pinza circolare, solitamente utilizzata per l'orologeria di precisione, con una sezione interna di 0,50 mm. La velocità di rotazione del motore era impostata a 2 rpm in senso orario per tutti i gruppi. I valori di resistenza alla torsione massima (coppia-N-mm) erano registrati misurando la forza esercitata su una piccola cella di carico da un braccio di leva collegato all'asse di torsione. La misurazione e il controllo dell'angolo di rotazione erano eseguiti da un trasduttore angolare resistivo collegato a un controllo di processo. I valori della

resistenza torsionale ultima (N-cm) e della deflessione angolare ($^{\circ}$) sono stati forniti da un software dedicato. Per ogni file, al termine della prova, è stato registrato il grafico sforzo/deformazione. La durata di ciascuna prova era di 2 minuti.

3.ANALISI STATISTICA

Lo scopo di questa analisi statistica era quello di confrontare il torque e l'angolo di torque di tre strumenti canalari rotanti. A tal fine, dopo aver controllato la distribuzione delle variabili con il test di Shapiro-Wilk, sono stati utilizzati la mediana e il range interquartile per riassumere le principali statistiche descrittive. Prima di effettuare i confronti tra i tre gruppi, l'insieme dei dati è stato ripulito dagli outlier ispezionando i diagrammi di dispersione. Cinque valori (uno per la variabile coppia e quattro per la variabile angolo di coppia) sono stati identificati come outlier ed esclusi dallo studio in quanto valori anomali e non giustificati. A causa della distribuzione non normale delle variabili,

i confronti tra i tre gruppi sono stati eseguiti utilizzando il test non parametrico di Kruskal-Wallis, seguito dalla procedura di Dunn per valutare i confronti a due a due in caso di significatività ($p < 0,02$). La significatività statistica è stata fissata al 2% ($p < 0,02$) dopo l'applicazione della correzione di Bonferroni, poiché le dimensioni del campione erano ridotte e un approccio meno conservativo avrebbe potuto aumentare il rischio di risultati falsi positivi. L'analisi statistica è stata eseguita con STATA18 (StataCorp. College Station, TX, USA

4.RISULTATI

Quarantanove osservazioni sono state incluse nel set finale di dati dopo l'identificazione degli outlier. L'analisi comparativa tra i tre gruppi ha rivelato valori di torque significativamente più elevati per ProTaper Next (mediana: 0,15 N*cm; IQR: 0,04-2,13 N*cm) rispetto a MTWO (mediana: 0,13 N*cm, IQR: 0,06-0,90 N*cm, $p =$

0,0017). ProTaper Gold ha mostrato un valore di torque significativamente più alto rispetto a ProTaper Next (mediana: 0,6 N*cm, IQR: 0,14-1,91 cm N*cm, $p = 0,0056$), mentre non è stata riscontrata alcuna differenza statisticamente significativa tra i due strumenti ProTaper e MTWO rispettivamente (Figura 5A). Per quanto riguarda la variabile dell'angolo di torsione, non sono state riscontrate differenze statisticamente significative tra i tre gruppi (test di Kruskal-Wallis p-value: 0,1639, Figura 5B).

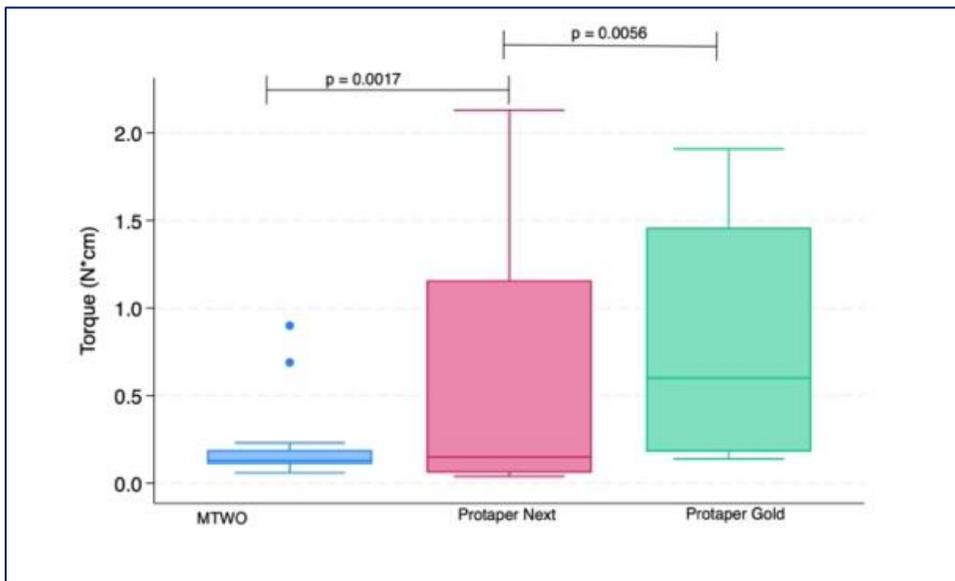


Figura 5a: *torque massimo al punto di snervamento*

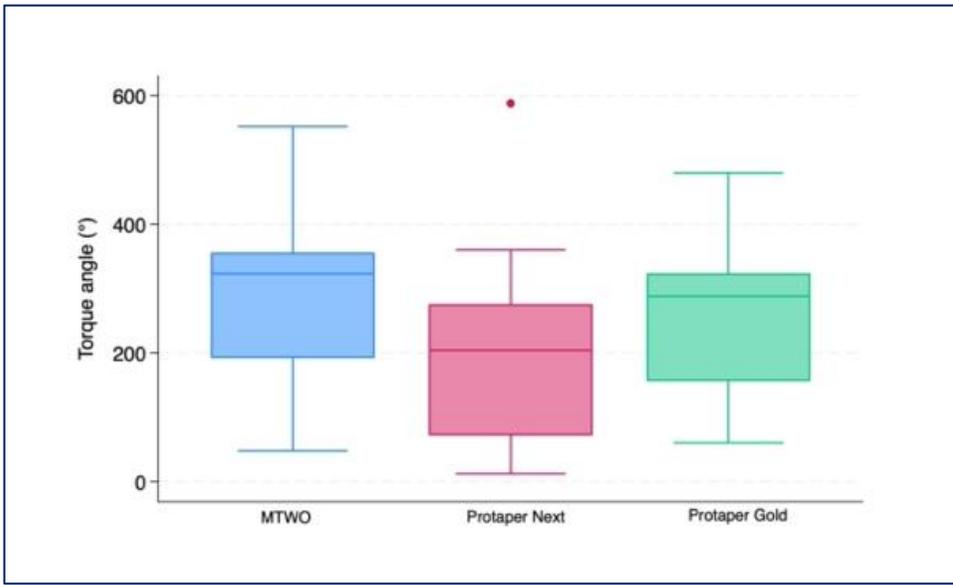


Figura 5b: *angolo di torsione al punto di snervamento*

4.DISCUSSIONI

Poiché la fatica torsionale contribuisce ad una quota significativa delle separazioni di strumenti endodontici NiTi (27), questo lavoro di tesi si è occupato di analizzare il comportamento meccanico di tre strumenti meccanici, (MTwo, ProTaper Next, ProTaper Gold), ciascuno soggetto a stress torsionale in condizione statica (o monotonica), in accordo con la specifica ISO 3630-1 a cui ci siamo attenuti per la realizzazione dell'apparato sperimentale e della prova di torsione. Il momento torcente e l'angolo di torsione misurati erano registrati al punto di snervamento, come consigliato da Yum et al (47). Gli esperimenti si svolgevano a temperature ambiente, dal momento che la temperatura corporea non sembra influenzare la resistenza torsionale degli strumenti meccanici NiTi (49,50).

I risultati dimostravano che PTG aveva la resistenza torsionale più alta (mediana = 0,6 N*cm): la prima ipotesi nulla era rifiutata. La differenza risultava significativa rispetto alla strumentazione PTN ($p = 0.0056$). L'angolo di torsione più elevato veniva misurato per lo strumento M2 (327°). Nessuna differenza significativa veniva registrata con PTG e PTN. La seconda ipotesi nulla veniva accettata.

Sebbene gli strumenti MTwo, ProTaper Next e ProTaper Gold abbiano lo stesso diametro di punta (#25), la sezione di taglio, la tipologia della lega e la conicità non risultavano uguali. Queste differenze sono importanti per chiarire i risultati dell'esperimento, e funzionali allo scopo della tesi.

La sezione di taglio influenza la resistenza torsionale. Xu et al. (51), in uno studio basato sugli elementi finiti, dimostrava che la sezione convessa (ProTaper) o a tripla elica (Hero 642) risultava la più resistente dal momento che, stando agli autori, la resistenza torsionale viene migliorata incrementando il nucleo interno dell'area di sezione. Con lo stesso metodo investigativo (*metodo degli elementi finiti*), Baek et al. (52) dichiaravano che anche gli strumenti con un nucleo interno piccolo potevano riportare elevati valori di resistenza torsionale poiché questa dipende maggiormente dalla geometria della sezione trasversale piuttosto che dall'area di sezione. Secondo i risultati di questi autori, le sezioni rettangolari esaminate presentavano una maggior rigidità torsionale rispetto a quelle triangolari. Contrariamente, per Kim et al. (53) le sezioni trasversali rettangolari potrebbero aumentare il rischio di frattura, suggerendo una miglior affidabilità offerta da quelle triangolari.

Sebbene alcuni autori abbiano negato la correlazione tra la tipologia della lega e la resistenza torsionale (54, 55, 56) studi più recenti dimostravano il contrario. La tipologia della lega può

modificare le proprietà torsionali dello strumento Niti. Per Silva *et al.* (49) il trattamento termico ricevuto dallo strumento ProDesign R migliorava l'angolo di torsione ma diminuiva la resistenza torsionale rispetto allo stesso strumento in lega tradizionale. Comportamenti analoghi risultavano in un secondo lavoro di Silva (57) in cui il trattamento Blue dimezzava la resistenza torsionale dello strumento in lega M-Wire migliorando, di quasi il doppio, l'angolo di torsione. Anche Pedulla *et al.* (58) riscontravano, per lo strumento trattato termicamente M3 Gold, un miglioramento dell'angolo di torsione rispetto a quello in lega convenzionale, M3, senza che il trattamento termico migliorasse o peggiorasse significativamente il torque massimo alla frattura. Lo stesso autore, in uno studio del 2016 (56) asseriva che il nuovo trattamento termico applicato ad Hyflex EDM risultasse vantaggioso soltanto per quanto riguardava l'angolo torsionale, quando paragonato con il trattamento M-Wire, più blando, applicato a Reciproc e Wave One. Effetti negativi del trattamento termico sulla resistenza torsionale venivano documentati anche da un lavoro recente di Weissheimer *et al.* (59). I risultati di questo studio indicavano una maggior resistenza torsionale di Unicone rispetto a Unicone Plus; al contrario, l'angolo di torsione del secondo risultavano migliori. La ragione di questo fenomeno, intrinseco agli strumenti soggetti a trattamento termico, potrebbe risiedere nella migliorata duttilità secondaria ai processi di

riscaldamento, previsti dal costruttore, con l'intento principale di prolungare la durata dello strumento invece di incrementare la resistenza a stress maggiori, generalmente imputabili ad errori nella strategia operativa.

Un altro fattore in grado di influenzare la resistenza torsionale è il taper, poiché influenza la massa metallica dello strumento. Infatti, all'aumentare della massa metallica e del diametro trasversale, corrispondono l'aumento del momento torcente e la diminuzione dell'angolo torsionale (60, 61, 62).

Questo lavoro di tesi esamina il comportamento meccanico di tre strumenti endodontici (M2, PTN, PTG), sottoposti a torsione e caratterizzati ciascuno da proprietà differenti (geometria della sezione, tipologia della lega, taper). Questa scelta nella metodologia potrebbe rappresentare una potenziale limitazione alla comprensione dei singoli fattori che agiscono sul fenomeno della fatica torsionale. Ciò nonostante, i dati ottenuti permettono di fare considerazioni attinenti alla letteratura esaminata e funzionali alla clinica su paziente. Invece, le limitazioni principali di questo studio includevano la non misurazione del carico torsionale a frattura e il mancato confronto con l'analisi dinamica. Le future ricerche, oltre a considerare queste valutazioni, dovrebbero includere anche un numero più ampio di strumenti, anche quelli contraffatti, con una particolare attenzione rivolta a

quelli reciprocanti, non esaminati in questo lavoro, il cui utilizzo è fortemente propugnato dalla case produttrici.

ProTaper Gold è uno strumento martensitico il cui trattamento termico ha conferito, rispetto al ProTaper Universal, migliore proprietà meccaniche (12, 25, 64). Rispetto a ProTaper Next (M-Wire) e a MTwo (austenitico), dimostrava, in questo studio, il valore più elevato per quanto riguardava la resistenza torsionale, come già riscontrato da precedenti lavori (65, 66). Sebbene altri autori abbiano dimostrato che il trattamento termico tenda a ridurre la resistenza agli stress torsionali (49, 56), è plausibile che PTG sia risultato lo strumento migliore per due differenti ragioni. Infatti sia la geometria della sezione (triangolare convessa) che il taper maggiore (0.008 rispetto allo 0.006 degli altri due strumenti) potrebbero aver conferito a PTG una maggiore performance rispetto a PTN (0,0056), come già suggerito da Alqedairi et al. (65). Un altro studio (67) aveva registrato valori significativamente inferiori per PTG rispetto a PTN: è probabile che questa divergenza sia imputabile alla metodologia adottata (ISO / NON ISO).

ProTaper Next ha manifestato una resistenza torsionale significativamente maggiore rispetto a M2 ($p = 0,0017$), rispecchiando le conclusioni di Varghese *et al.* (68), ma contravvenendo alle conclusioni di tre precedenti studi (69, 70, 71), secondo i quali il trattamento M-Wire non migliorasse il torque a frattura rispetto al NiTi tradizionale. I valori misurati per

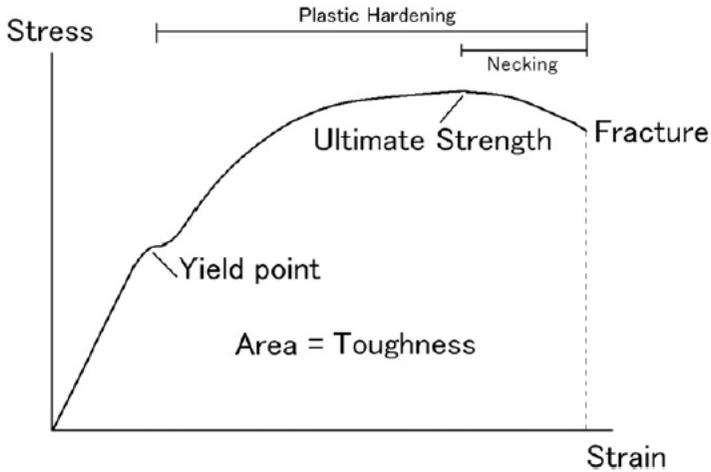


Figura 6: Curva Stress/strain. Il punto di snervamento è minore rispetto al momento torcente registrato prima della frattura (tratto da Yum *et al*)

PTG (0,6 N *mm), PTN (0,15 N *mm) e M2 (0,13N *mm) sono accettabili, se consideriamo il range di misure presente in letteratura (Tabella 2), e naturalmente inferiori, dal momento che il torque generato al punto di snervamento è minore rispetto a quello misurato prima della rottura (Figura 6),

Pertanto, il paragone tra i risultati di questa tesi, misurati al punto di snervamento, e quelli derivati dalla letteratura precedente (misurati alla rottura) deve risultare cauto. Questo lavoro è l'unico, dopo lo studio di Yum et al. (47) a considerare il punto di snervamento per l'analisi meccanica degli strumenti endodontici soggetti a stress torsionale. Il punto di snervamento indica il limite massimo al di sopra del quale lo strumento perde le proprietà meccaniche originali, poiché la deformazione subita risulta irreversibile (fase plastica). La fase elastica è lo spazio del grafico entro il quale lo strumento può lavorare in condizioni di sicurezza. Per tale ragione, è opportuno stressare le future ricerche ad indagare i parametri torsionali al punto di snervamento, negli studi che analizzano la fatica torsionale, la necessità di misurare il momento torcente e l'angolo di torsione al punto di snervamento. A oggi, quasi la totalità degli studi scientifici attinenti l'argomento e la specifica ISO 3630-1 misurano i parametri torsionali prima della rottura dello strumento. Verosimilmente, l'evento della frattura può risultare evocativo, sia per il lettore/divulgatore, che per il clinico/utilizzatore, dal momento che dopo il verificarsi di questa, durante il trattamento canalare, si può avere un cambio della prognosi con potenziali ripercussioni medico-legali (36, 37). Durante una prova di torsione, l'angolo torcente descrive la rigidità (o la flessibilità) del materiale. Contrariamente a quanto

dimostrato da Silva et al. (49, 57) e Pedulla *et al* (56, 58) in questo studio il trattamento termico non migliorava l'angolo di torsione. Infatti, lo strumento superelastico M2 dimostrava un angolo di torsione migliore (318°), rispetto agli strumenti trattati termicamente (PTG = 288°; PTN = 204°), sebbene la differenza non sia risultata statisticamente significativa. Il riscontro di mancata superiorità dello strumento che riceveva il trattamento M-Wire è simile a quanto riportato da Vivan *et al.* (62) il cui studio confrontava due strumenti dedicati al *glyde path*: One G (lega superelastica) e R-Pilot (lega M-Wire). Il trattamento termico non migliorava l'angolo di torsione che risultava maggiore per lo strumento superelastico, probabilmente per la minor sezione trasversa. Sebbene il nostro progetto di tesi non abbia misurato questo parametro per gli strumenti esaminati (a D3, dove risultano afferrati dalla ganascia), è plausibile supporre che anche M2, rispetto a PTG e PTN, abbia una minor sezione trasversa, attribuibile al taper ridotto (dimostrato nei confronti di PTG ma non di PTN) e alla differente sezione geometrica.

I box plot (Figure 5a, 5b)) riguardanti il torque e l'angolo di torsione al punto di snervamento mostrano un'elevata dispersione dei dati. La stessa era riscontrata all'interno degli stessi blister, come evidenziato dalle Figure 7-8-9.

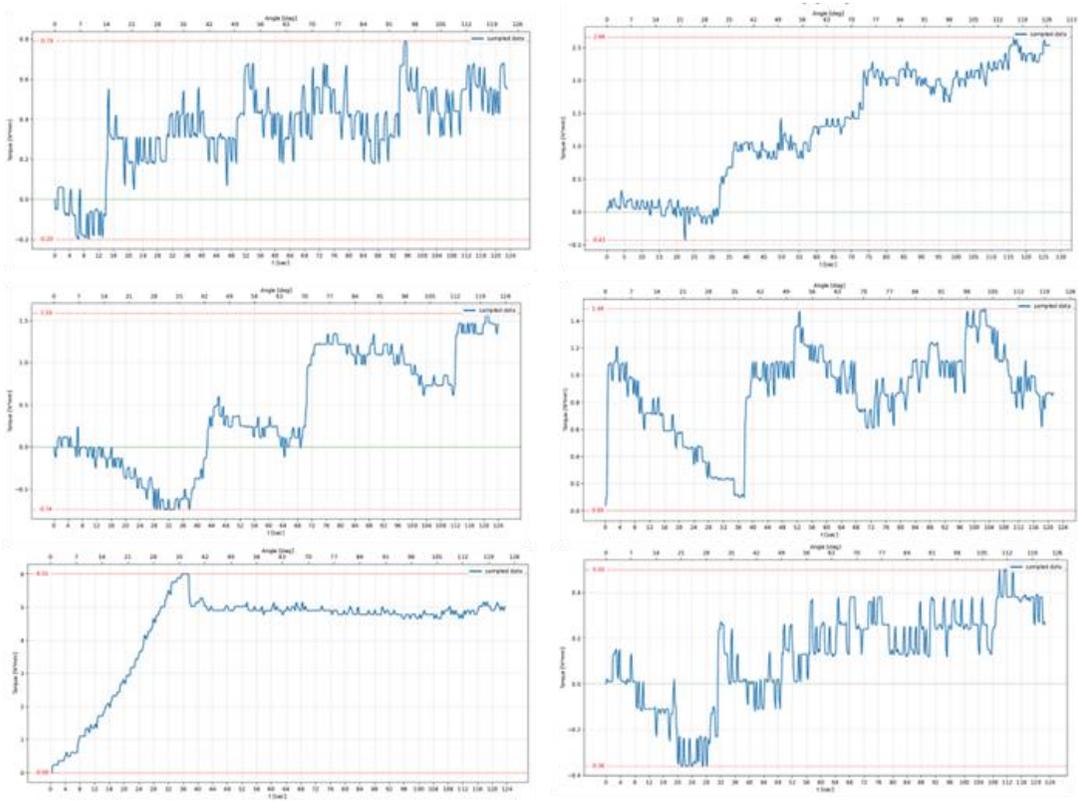


Figura 7: Curve Stress/strain di sei strumenti MTwo, tutti appartenenti allo stesso blister. Il differente comportamento meccanico è suggestivo di una mancata standardizzazione nella produzione.

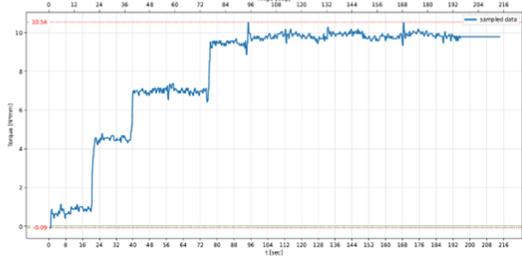
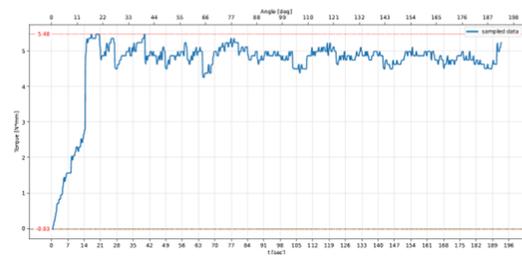
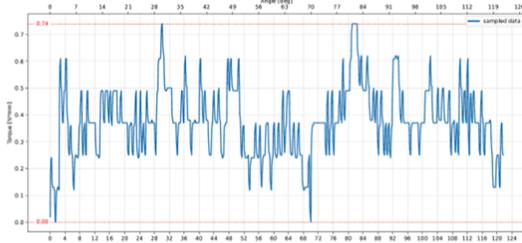
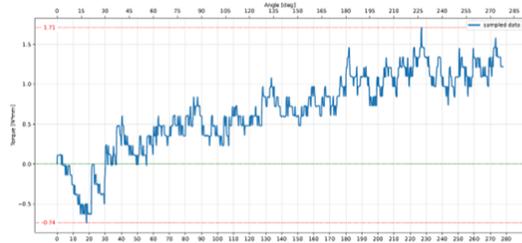
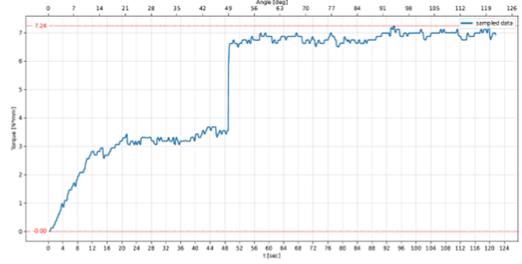
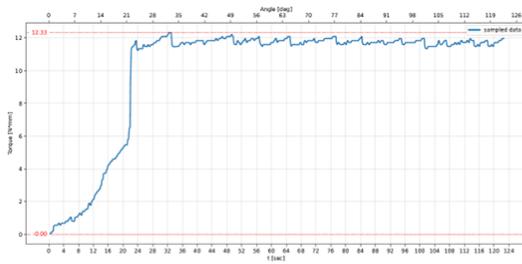


Figura 8: Curve Stress/strain di sei strumenti ProTaper Next, tutti appartenenti allo stesso blister. Il differente comportamento meccanico è suggestivo di una mancata standardizzazione nella produzione.

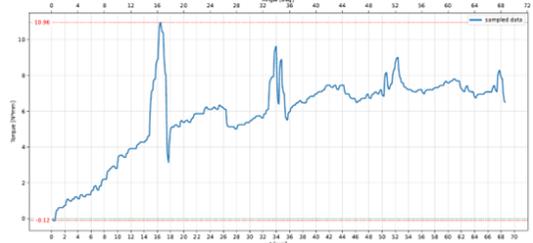
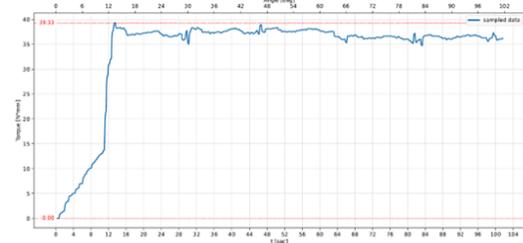
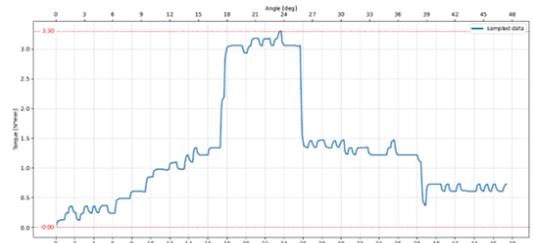
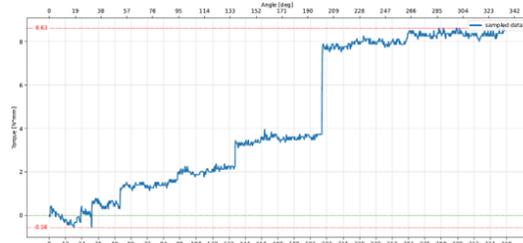
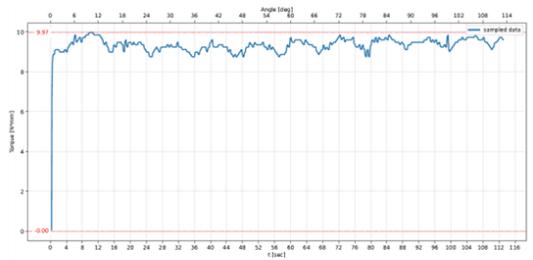
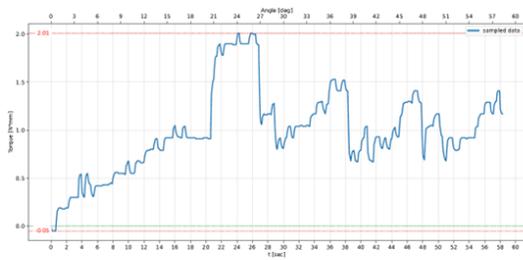


Figura 9: Curve Stress/strain di sei strumenti ProTaper Gold, tutti appartenenti allo stesso blister. Il differente comportamento meccanico è suggestivo di una mancata standardizzazione nella produzione.

Questo particolare riscontro, unico in letteratura, non può essere ricondotto ad un errore sistematico presente nell'apparato sperimentale. Al contrario, è un riscontro reale, imputabile alla mancata standardizzazione nella produzione degli strumenti endodontici in NiTi i quali, oltre ad esibire valori molto differenti tra loro, mostrano comportamenti meccanici non sovrapponibili. Questo può racchiudere un serio rischio, per il clinico, di non prevedere il comportamento meccanico che lo strumento riporterà all'interno del canale, giustificando un utilizzo *single use*, (con impatti economici sul trattamento) come già adottato da alcuni produttori ma per altri motivazioni (sterilizzazione) spesso non corroborate da dati condivisi con la comunità scientifica. Inoltre, è significativo riportare che soltanto 10 prove sul totale di 45 (22%) presentavano valori di resistenza torsionale superiori alla sensibilità minima dei motori endodontici a controllo di torque (1 N·cm) (48). Questo implica che la tecnologia messa a disposizione dai produttori e dedicata per i propri strumenti, spesso non mette lo strumento stesso in sicurezza (mantenendolo all'interno della fase elastica). La maggior parte degli strumenti, infatti, si deforma prima ancora che il motore interrompa la rotazione. Ne consegue che molti degli strumenti impiegati hanno un'elevata probabilità di superare il punto di snervamento dopo poco tempo di utilizzo, soprattutto in particolari situazioni anatomiche. Lo scenario clinico più frequente è rappresentato dal canale stretto (47) dove

può verificarsi il *taper lock*, dovuto al maggior ingombro dello strumento rispetto al diametro del canale (7). Tuttavia, altri fattori, esterni allo strumento, possono contribuire al fenomeno descritto. Gambarini et al. (46) sottolineavano il ruolo dell'operatore le cui strategie operative possono ridurre (o incrementare, se risultassero sbagliate) gli stress torsionali esercitati sullo strumento. Gli sforzi del clinico dovrebbero avere come obiettivo la preparazione di un condotto sicuro, durante la fase di *scouting* e *glide path*, permettendo agli strumenti finisher una sagomatura affidabile. Per tale ragione, la corretta selezione di strumenti ad elevata resistenza torsionale potrebbe ridurre l'insorgenza di effetti avversi, pur non tralasciando altre proprietà meccaniche, come l'efficienza di taglio, non trattata in questo lavoro, e il tipologia di rotazione. La capacità di taglio riduce il rischio che lo strumenti rimanga bloccato contro le pareti dentinali e può essere ottenuta in due modi (1): aumentando la velocità di utilizzo (perdendo tuttavia sensibilità manuale) o selezionando sezioni trasverse molto taglienti, come quelle a s-shaped, tipica dello strumento M2. Invece, per quanto riguarda il movimento di utilizzo, la reciprocazione ha contribuito alla riduzione della fatica torsionale (72) poiché la rotazione alternata, rispetto a quella continua, permette maggiormente il disimpegno della punta dalle pareti dentinali. Inoltre, l'angolo di taglio è sicuro, in quanto non permette allo strumento di superare il

proprio limite elastico oltre al quale inizierebbe la deformazione plastica (54).

Infine, nuovi motori endodontici a controllo di torque, dedicati alla propria strumentazione, possono migliorare la performance dello strumento e lo proteggono, bloccando o modificando il movimento (e/o la velocità) dello strumento quando registrano stress superiori ad una soglia preimpostata. Sebbene i produttori lancino tecnologie sempre più all'avanguardia, il clinico deve esigere le caratteristiche tecniche dei prodotti, senza prescindere da un'analisi critica dei materiali. Esaminando la differenza tra i valori ottenuti dal presente lavoro di tesi con quelli registrati in letteratura (Tabella 2), è possibile ipotizzare che le migliorie introdotte dai produttori agiscano principalmente sulla fase plastica (hardening) invece di modificare il punto di snervamento. È probabile supporre che, durante la strumentazione meccanica del canale radicolare, gran parte dello stress torsionale venga assorbito dallo strumento a deformazione già avvenuta, innescando un potenziale rischio di frattura. Pertanto, sarebbero utili ulteriori analisi, riguardanti sia la fase elastica che plastica dello strumento sottoposto al test di torsione, per verificare la nostra ipotesi. Nonostante l'evoluzione della strumentazione meccanica NiTi, gli studi esaminati in questo lavoro riportavano valori di resistenza torsionale molto piccoli e vicini tra loro. Quelli

ISO risultano compresi in un range ristretto (0,27 N*cm – 2,51 N*cm) (Tabella 2), escludendo i risultati *outlier* di Orhan *et al.* (73) che si discostano da quelli delle altre ricerche. Similmente, anche i valori NON ISO rientrano in un breve intervallo (0,40 N*cm - 3,81 N*cm) (Tabella 2), escludendo le misure outlier riportate da Camargo *et al.* (74). Se da una parte i test torsionali riconducibili all'ISO 3630-1 permettono un'analisi critica del materiale, il valore degli altri (NON ISO) permettono di riflettere lo scenario clinico. Entrambi le prove risultano rilevanti per la clinica quotidiana. In base ai dati raccolti nella Tabella 2, i valori provenienti dagli studi non ISO risultano lievemente superiori. Ciò è imputabile, per alcuni studi (4, 5, 25, 55, 75 , 76) alla metodologia in quanto la sezione interessata dalla frattura (a 5 mm dalla punta) risultava più grande (e quindi più resistente) rispetto a quella degli studi ISO (a 3 mm dalla punta).

6.CONCLUSIONI

Gli stress torsionali possono provocare la frattura degli strumenti endodontici, ponendo in serio pericolo l'outcome della procedura clinica. Questo lavoro di tesi ha condotto un'analisi critica della fatica torsionale, alla luce di lavori significativi presenti in letteratura. I risultati provenienti dal confronto di tre strumentazioni (MTwo, ProTaper Next, ProTaper Gold) evidenziano le ottime performance dello strumento martensitico ProTaper Gold, caratterizzato dal trattamento termico più recente e dalla sezione triangolare convessa. Il suo utilizzo, rispetto a M2 e PTN, potrebbe comportare un trattamento più affidabile, soprattutto nei canali stretti, sebbene sia necessario considerare un aspetto non valutato in questo studio: l'efficienza di taglio, da cui dipende lo svuotamento del condotto canalare. Lo scopo di questa tesi era evidenziare i criteri di affidabilità riguardo l'analisi torsionale degli strumenti meccanici NiTi. I risultati evidenziano due punti critici. Il primo riguarda la necessità di introdurre, per analisi meccaniche di torsione, il punto di snervamento, rilevante per fornire un'analisi tecnologica accurata. Durante la fase elastica, lo strumento NiTi assorbe l'energia trasmessa dagli stress senza deformarsi. Sarebbe ideale che lo strumento endodontico in nichel-titanio possedesse una fase elastica lunga (angolo di

torsione elevato), con un limite elastico elevato (punto di snervamento elevato).

Il secondo punto critico evidenzia la necessità di uniformare la metodologia d'indagine. È opportuno rendere possibile il confronto dei dati, riportati dalla letteratura, per verificare il vantaggio evolutivo dello strumento endodontico NiTi, dichiarato dai produttori. Può risultare utile riportare i grafici stress/strain, per comprendere sia il comportamento meccanico dello strumento considerato, sia per valutare eventuali differenze tra gli stessi strumenti testati. In questo lavoro di tesi, abbiamo osservato, anche dalle curve stress/strain, una rilevante dispersione, sia dei dati che dei comportamenti meccanici, misurata, persino, all'interno dello stesso lotto. Allo scopo di prevenire la frattura dello strumento, il produttore dovrebbe migliorare l'uniformità degli strumenti testati. Per favorire performance sicure, potrebbe risultare opportuno considerare gli strumenti esaminati *single use* nei canali stretti, dove gli stress torsionali risultano maggiori. Alla luce di queste dichiarazioni, è possibile, aspettando strumenti più affidabili, attendere un incremento dei costi del trattamento canalare a discapito del paziente.

Tabella 1: elenco degli studi di fatica torsionale e classificazione in relazione alla specifica ISO 3630-1

(* analisi elementi finiti)

AUTORI	TITOLO	ANNO	METODO
Xu <i>et al.</i> (51)	Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections	2006	NON ISO*
Anderson <i>et al.</i> (77)	Fracture Resistance of Electropolished Rotary Nickel–Titanium Endodontic Instruments	2007	NON ISO
Johnson <i>et al.</i> (69)	Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile Vortex rotary instruments	2008	ISO
Kramkowski & Bahcall (70)	An in vitro comparison of torsional stress and cyclic fatigue resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X rotary nickel-titanium files.	2009	ISO
Vieira <i>et al.</i> (78)	Torsional behaviour of rotary NiTi ProTaperUniversal instruments after multiple clinical use	2009	ISO
Park <i>et al.</i> (48)	Dynamic Torsional Resistance of Nickel-Titanium Rotary	2010	NON ISO
Peixoto <i>et al.</i> (79)	Flexural Fatigue and Torsional Resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X Instruments	2010	ISO
Baek <i>et al.</i> (52)	Comparison of torsional stiffness of nickel-titanium rotary files with different geometric characteristics	2011	NON ISO*
Casper <i>et al.</i> (80)	Comparison of Autoclaving Effects on Torsional Deformation and Fracture Resistance of Three Innovative Endodontic File Systems	2011	ISO
Yum <i>et al.</i> ** (47)	Torsional strength and toughness of nickel-titanium rotary files.	2011	NON ISO

Gao <i>et al.</i> (15)	Evaluation of the Impact of Raw Materials on the Fatigue and Mechanical Properties of Pro-File Vortex Rotary Instruments	2012	ISO
Kim <i>et al.</i> (81)	Effect from Cyclic Fatigue of Nickel-Titanium Rotary Files on Torsional Resistance	2012	NON ISO
Kim <i>et al.</i> (72)	Cyclic Fatigue and Torsional Resistance of Two New Nickel-Titanium Instruments Used in Reciprocation Motion: Reciproc Versus WaveOne	2012	NON ISO
Wycoff & Berzins (82)	An In Vitro Comparison of Torsional Stress Properties of Three Different Rotary Nickel-Titanium Files with a Similar Cross-Sectional Design	2012	ISO
Ninan & Berzins (71)	Torsion and Bending Properties of Shape Memory and Superelastic Nickel-Titanium Rotary Instruments	2013	ISO
Braga <i>et al.</i> (83)	Physical and mechanical properties of twisted or ground nickel-titanium instruments	2013	ISO
Ha <i>et al.</i> (54)	Effect of R-phase Heat Treatment on Torsional Resistance and Cyclic Fatigue Fracture	2013	NOT ISO
Santos <i>et al.</i> (84)	Comparison of the Mechanical Behavior between Controlled Memory and Superelastic Nickel-Titanium Files via Finite Element Analysis	2013	NON ISO*
Lopes <i>et al.</i> (85)	Comparison of the Mechanical Properties of Rotary Instruments Made of Conventional Nickel-Titanium Wire, M-Wire, or Nickel-Titanium Alloy in R-Phase	2013	nd
Campbell <i>et al.</i> (86)	Effect of Fatigue on Torsional Failure of Nickel-Titanium Controlled Memory Instruments	2014	ISO
Ha <i>et al.</i> (75)	Elastic Limits in Torsion of Reciprocating Nickel-Titanium Instruments	2015	NON ISO
Pereira <i>et al.</i> (16)	Behavior of Nickel-Titanium Instruments Manufactured with Different Thermal Treatments	2015	ISO

Bonessio <i>et al.</i> (87)	Validated finite element analyses of WaveOne Endodontic Instruments: a comparison between M-Wire and NiTi alloys	2015	NON ISO*
El-Anwar <i>et al.</i> (88)	Finite Element Study on Continuous Rotating versus Reciprocating Nickel-Titanium Instruments	2016	NON ISO*
Choi <i>et al.</i> (55)	Fracture Resistance of K3 Nickel-Titanium Files Made from Different Thermal Treatments	2016	NON ISO
Pedulla <i>et al.</i> (56)	Torsional and Cyclic Fatigue Resistance of a New Nickel-Titanium Instrument Manufactured by Electrical Discharge Machining	2016	ISO
Kaval <i>et al.</i> (63)	Evaluation of the Cyclic Fatigue and Torsional Resistance of Novel Nickel-Titanium Rotary Files with Various Alloy Properties	2016	ISO
Varghese <i>et al.</i> (69)	Resistance to torsional failure and cyclic fatigue resistance of ProTaper Next, WaveOne, and Mtwo files in continuous and reciprocating motion: An in vitro study	2016	NON ISO
Tokita <i>et al.</i> (89)	Dynamic Torsional and Cyclic Fracture Behavior of ProFile Rotary Instruments at Continuous or Reciprocating Rotation as Visualized with High-speed Digital Video Imaging	2017	NON ISO
Shim <i>et al.</i> (90)	Mechanical and Metallurgical Properties of Various Nickel-Titanium Rotary Instruments	2017	NON ISO
Silva <i>et al.</i> (49)	Cyclic fatigue using severely curved canals and torsional resistance of thermally treated reciprocating instruments	2017	ISO
Kwak <i>et al.</i> (76)	Effect of surface treatment on the mechanical properties of nickel-titanium files with a similar cross-section	2017	NOT ISO
Shen <i>et al.</i> (91)	Effect of Torsional and Fatigue Preloading on HyFlex EDM Files	2017	ISO

Alcalde <i>et al.</i> (60)	Cyclic and Torsional Fatigue Resistance of Reciprocating Single Files Manufactured by Different Nickel-titanium Alloys	2017	ISO
Silva <i>et al.</i> (92)	Cyclic and Torsional Fatigue Resistance of XP-endo Shaper and TRUShape Instruments	2017	ISO
Goo <i>et al.</i> (93)	Mechanical Properties of Various Heat-treated Nickel-titanium Rotary Instruments	2017	NOT ISO
Elnaghy & El-saka (67)	Laboratory comparison of the mechanical properties of TRUShape with several nickel-titanium rotary instruments	2017	NOT ISO
Silva <i>et al.</i> (57)	Torsional Fatigue Resistance of Blue-treated Reciprocating Instruments	2018	ISO
Pedulla <i>et al.</i> (58)	Cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and metallurgical characteristics of M3 Rotary and M3 Pro Gold NiTi files	2018	ISO
Alcalde <i>et al.</i> (61)	Cyclic fatigue and torsional strength of three different thermally treated reciprocating nickel-titanium instruments	2018	ISO
Wooyoung Kim <i>et al.</i> (94)	Effect of autoclave sterilization on cyclic fatigue and torsional fracture resistance of NiTi rotary instruments	2019	ISO
Jamleh <i>et al.</i> (95)	Cyclic Fatigue and Torsional Failure of EdgeTaper Platinum Endodontic Files at Simulated Body Temperature	2019	NON ISO
Alqedairi <i>et al.</i> (65)	Torsional resistance of three ProTaper rotary systems	2019	ISO
Silva <i>et al.</i> (49)	Influence of heat treatment on torsional resistance and surface roughness of nickel-titanium instruments	2019	ISO

Galal <i>et al.</i> (96)	Influence of Thermomechanical Treatment on the Mechanical Behavior of Protaper Gold versus Protaper Universal (A Finite Element Study)	2019	NON ISO*
Generali <i>et al.</i> (97)	Mechanical Properties and Metallurgical Features of New Green NiTi Reciprocating Instruments	2020	ISO
Ahn <i>et al.</i> (66)	Advancement of Mechanical Properties of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments by Spring Machining on the File Shaft	2020	ISO
Silva <i>et al.</i> (98)	Cyclic Fatigue and Torsional Resistance of Four Martensite-Based Nickel Titanium Reciprocating Instruments	2020	ISO
Camargo <i>et al.</i> (74)	Cyclic fatigue, torsional failure, and flexural resistance of rotary and reciprocating instruments	2020	NON ISO
Silva <i>et al.</i> (99)	Mechanical Tests, Metallurgical Characterization, and Shaping Ability of Nickel-Titanium Rotary Instruments: A Multimethod Research	2020	ISO
Orhan <i>et al.</i> (73)	Monotonic torsional resistance and fatigue resistance of novel SCOPE RS instruments	2020	ISO
Martins <i>et al.</i> (100)	Mechanical Performance and Metallurgical Features of ProTaper Universal and 6 Replicallike Systems	2020	ISO
Moreira <i>et al.</i> (101)	Effects of clinical use of NiTi reciprocating instruments on cyclic and torsional resistance, and on roughness	2020	ISO
Elnaghy <i>et al.</i> (102)	Dynamic cyclic and torsional fatigue resistance of TruNatomy compared with different nickel-titanium rotary instruments	2020	NON ISO
Furlan <i>et al.</i> (103)	Cyclic and Torsional Fatigue Resistance of Seven Rotary Systems	2021	ISO

Jo <i>et al.</i> (50)	Torsional Resistance of Heat-Treated Nickel-Titanium Instruments under Different Temperature Conditions	2021	ISO
Martins <i>et al.</i> (104)	Comparison of design, metallurgy, mechanical performance and shaping ability of replica-like and counterfeit instruments of the ProTaper Next system	2021	ISO
Martins <i>et al.</i> (64)	Design, metallurgical features, mechanical performance and canal preparation of six reciprocating instruments	2021	ISO
Braga <i>et al.</i> (105)	Evaluation of the Cyclic and Torsional Fatigue Resistance of Thermally Treated Hyflex CM versus Aurum Blue Nickel-titanium Rotary Instruments	2021	ISO
Serracchiani <i>et al.</i> (106)	Effect of Flexural Stress on Torsional Resistance of NiTi Instruments.	2021	NOT ISO
Weissheimer <i>et al.</i> (107)	Evaluation of the mechanical properties of different nickel–titanium retreatment instruments	2021	ISO
Gambarini <i>et al.</i> (41)	Influence of shaft length on torsional behavior of endodontic nickel–titanium instruments	2021	NOT ISO
Martins <i>et al.</i> (64)	Design, Metallurgical Features, and Mechanical Behaviour of NiTi Endodontic Instruments from Five Different Heat-Treated Rotary Systems	2022	ISO
Pedulla <i>et al.</i> (108)	Torsional, Static, and Dynamic Cyclic Fatigue Resistance of Reciprocating and Continuous Rotating Nickel-Titanium Instruments	2022	ISO
Pedulla <i>et al.</i> (109)	Influence of NiTi Wire Diameter on Cyclic and Torsional Fatigue Resistance of Different Heat-Treated Endodontic Instruments	2022	ISO

Zanza <i>et al.</i> (110)	Mechanical and Metallurgical Evaluation of 3 Different Nickel-Titanium Rotary Instruments: An In Vitro and In Laboratory Study	2022	NOT ISO
Zaiden Loureiro <i>et al.</i> (111)	Cyclic Fatigue and Torsional Strength of a New Thermally Treated Reciprocating System	2022	ISO
Vivan <i>et al.</i> (62)	Effect of nickel-titanium alloys on root canal preparation and on mechanical properties of rotary instruments	2022	ISO
Martins <i>et al.</i> (112)	Comparison of five rotary systems regarding design, metallurgy, mechanical performance, and canal preparation—a multimethod research	2022	ISO
Weissheimer <i>et al.</i> (59)	Evaluation of cyclic and torsional fatigue resistance of several heat-treated reciprocating nickel–titanium instruments	2023	ISO
Kim <i>et al.</i> (113)	Effect of Heat Treatment on Mechanical Properties of Nickel-Titanium Instruments	2024	ISO
Martins <i>et al.</i> (114)	Comparative analysis of reciprocating and flat-side heat-treated rotary single-file systems: Design, metallurgical characteristics, and mechanical performance	2023	ISO
Só <i>et al.</i> (115)	Cyclic and torsional fatigue resistance of a new rotary file on a rotary and reciprocating motion	2023	ISO
Uslu <i>et al.</i> (116)	Comparison of mechanical resistance and standardization between original brand and replica-like endodontic systems	2023	ISO

Tabella 2: elenco degli studi di fatica torsionale in relazione ai valori registrati. (**nd:** non dichiarato; **dp:** differente procedura; **b:** relativo al punto di snervamento; **c:** Lunghezza: 23 mm; **d:** Lunghezza: 27 mm)

AUTORI	ANNO	(n)	STRUMENTI	RESISTENZA TOR- SIONALE valori (N*cm)	ANGOLO TORCENTE valori (°)
Xu <i>et al.</i> (51)	2006	nd	<i>nd</i>	<i>dp</i>	<i>nd</i>
Anderson <i>et al.</i> (77)	2007	10	EndoWare 30.04 ProFile 30.04 RaCe 30.04 EndoWare Ep 30.04 ProFile Ep 30.04 RaCe Ep 30.04	1,47 ± 0,32 2,42 ± 0,16 1,49 ± 0,49 1,24 ± 2,6 1,80 ± 0,76 1,01 ± 0,24	<i>nd</i>
Johnson <i>et al.</i> (69)	2008		/	/	/
Kramkowski & Bahcall (70)	2009		/	/	/
Vieira <i>et al.</i> (78)	2009	10	<i>nd</i>	<i>nd</i>	<i>nd</i>
Park <i>et al.</i> (48)	2010	10	Twisted File 25.06 RaCE 25.06 ProTaper 20.07 FlexMaster 25.06 Helix 25.06	<i>dp</i>	<i>nd</i>
Peixoto <i>et al.</i> (79)	2010	10	GT 20.04	0,45 ± 0,02	593 ± 75

			GT X 20.04	0,31 ± 0,02	653 ± 78
Baek <i>et al.</i> (52)	2011		nd	dp	dp
Casper <i>et al.</i> (80)	2011	20	Profile Vortex 25.04 Twisted File 25.04 CM File 25.04	0,75 ± 0,07 0,27 ± 0,04 0,85 ± 0,11	438 ± 59.2 948 ± 110.8 821 ± 34.7
Yum <i>et al.</i> (47)	2011		MTwo 25.06 ProFile 25.06 ProTaper 20.07 RaCe 25.06 Twisted File 25.06	0,86 (0,15) ^b - 1,89 (0,20) 0,74 (0,09) ^b - 1,56 (0,16) 0,70 (0,20) ^b - 1,69 (0,17) 0,51 (0,14) ^b - 1,43 (0,21) 0,42 (0,12) ^b - 0,98 (0,22)	37,6 (13,1) ^b - 463,0 (21,1) 41,9 (6,3) ^b - 739,7 (215,0) 0,70 (0,20) ^b - 511,2 (92,0) 0,51 (0,14) ^b - 457,6 (43,3) 45,6 (23,3) ^b - 609,6 (15,8)
Gao <i>et al.</i> (15)	2012	10	Profile Vortex 25.06 SS Profile Vortex Blue 25.06 Profile Vortex M-Wire 25.06 Profile Vortex SE 25.06	1,74 ± 0,19 1,01 ± 0,07 1,27 ± 0,09 1,00 ± 0,10	368 ± 69 457 ± 47 367 ± 54 385 ± 32
Kim <i>et al.</i> (81)	2012		Pro File 25.06 Pro Taper Universal 20.07	1,89 ± 0,15 2,07 ± 0,40	864 ± 1,45 642 ± 1,15
Kim <i>et al.</i> (72)	2012		Reciproc 25 Wave One Primary 25.08 Pro Taper Universal 25.08	2,95 ± 0,18 3,55 ± 0,16 2,51 ± 0,21	nd
Wycoff & Berzins (82)	2012	20	Twisted file 25.06 Pro File Vortex 25.06 Endosequence 25.06	0,46 ± 0,09 1,06 ± 0,15 0,75 ± 0,09	541 ± 40 327 ± 43 336 ± 32

Ninan & Berzins (71)	2013		<i>dp</i>	<i>dp</i>	<i>dp</i>
Braga <i>et al.</i> (83)	2013	10	Twisted file 25.06 Race 25.06	0,46 0,57	<i>nd</i>
Ha <i>et al.</i> (54)	2013	10	K3 30.04 K3X3 30.04 K3 30.06 K3X3 30.06	2.26 _ 0.15 2.26 _ 0.17 3.75 _ 0.37 3.51 _ 0.35	1125.5 _ 109.1 1222.6 _ 148.9 950.9 _ 305.6 1171.5 _ 314.4
Santos <i>et al.</i> (84)	2013		Hyflex 30.06	<i>dp</i>	<i>dp</i>
Lopes <i>et al.</i> (85)	2013	10	K3XF 25.06 K3 25.06 Profile Vortex 25.06 Revo-S SU 25.06	1,10 ± 0,08 1,18 ± 0,14 1,02 ± 0,13 0,68 ± 0,07	856 ± 165.6 539 ± 180.7 445 ± 68.3 572 ± 54.6
Campbell <i>et al.</i> (86)	2014	12	Typhoon 25.04 Typhoon CM 25.04	0,36 ± 0,09 0,38 ± 0,05	500 ± 61 792 ± 50
Ha <i>et al.</i> (75)	2015	10	Reciproc 25 Wave One Primary 25.08 Pro Taper Universal 25.08	2.27 ± 0.15 2.34 ± 0.37 2.27 ± 0.15	193 ± 11 192 ± 25 175 ± 11
Pereira <i>et al.</i> (16)	2015	12	ProTaper Universal 20.07 ProFile Vortex 25.06 Vortex Blue 25.06 Typhoon 25.06	<i>nd</i>	<i>nd</i>

Bonessio <i>et al.</i> (87)	2015		WaveOne	<i>dp</i>	<i>dp</i>
El-Anwar <i>et al.</i> (88)	2016		WaveOne ProTaper GTX	<i>nd</i>	<i>nd</i>
Choi <i>et al.</i> (55)	2016	10	K3XF 25.06 K3 25.06 K3H 25.06	3.14 ± 0.42 3.31 ± 0.55 3.70 ± 0.73	678.0 ± 96.5 526.4 ± 110.7 605.1 ± 133.0
Pedulla <i>et al.</i> (56)	2016	20	Reciproc 25 Hyflex EDM ONE FILE 25.08 Wave One Primary 25.08	1.57 ± 0.15 1.33 ± 0,05 1.74 ± 0.11	215.20 ± 35.89 536.20 ± 96.70 211.70 ± 31.37
Kaval <i>et al.</i> (63)	2016	10	Pro Taper Gold 25.08 Hyflex EDM 25.06 Pro Taper Universal 25.08	1,51 ± 0,1 1,3 ± 0,09 1,3 ± 0,09	217 ± 11 334 ± 31 177 ± 18
Varghese <i>et al.</i> (68)	2016	10	ProTaper Next 25.06 Wave One 25.06 MTwo 25.06	<i>dp</i>	<i>dp</i>
Elnaghy & Elsaka (67)	2017	20	Trushape 25.06 ProTaper Next 25.06 ProTaper Gold 25.08 ProTaper Univeral 25.08	2.87 ± 0.14 3.48 ± 0.28 2.75 ± 0.23 2.93 ± 0.21	<i>nd</i>
Tokita <i>et al.</i> (89)	2017		<i>dp</i>	<i>dp</i>	<i>dp</i>
Shim <i>et al.</i> (90)	2017	12	Pro Taper Next 25.06 Reciproc 25	2.37 ± 0.21 2.7 ± 0.17	347 ± 26.6 391 ± 37.4

			Wave One Primary 25.08	2.19 ± 0.22	414 ± 39.5
			Pro File 25.06	2.54 ± 0.31	602 ± 83.4
			K3 25.06	2.76 ± 0.3	711 ± 57.5
			One Shape 25.06	2.16 ± 0.23	479 ± 40.7
			Hyflex CM 25.06	1.66 ± 0.15	782 ± 47.8
			Twisted File 25.06	1.19 ± 0.18	951 ± 76.1
Silva <i>et al.</i> (57)	2017	10	Pro Design R 25.06	1.0 ± 0.2	412 ± 46
			Reciproc Blue 25.08	1.9 ± 0.1	474 ± 31
			WaveOne Gold 25.07	1.4 ± 0.1	456 ± 21
Kwak <i>et al.</i> (76)	2017	15	G6 A2 25.06	2.13 ± 0.13	594 ± 90
			Dia-PT 25.06	2.89 ± 0.38	511 ± 60
			Pro Taper Universal 25.08	3.08 ± 0.38	543 ± 57
Shen <i>et al.</i> (91)	2017	12	Hyflex EDM 40.04	<i>dp</i>	<i>dp</i>
			Hyflex CM 40.04		
Alcalde <i>et al.</i> (60)	2017	10	Reciproc 25	1,40 ± 0,13	224,4 ± 30,3
			Pro Design 25.06	1,01 ± 0,01	315,5 ± 6,7
			Unicone L25	1,24 ± 0,18	286,9 ± 34,93
Silva <i>et al.</i> (92)	2017	10	XP-endo Shaper 30	0.84 ± 0.11	776 ± 27
			TRUShape 30.06	1.68 ± 0.14	400 ± 22
Goo <i>et al.</i> (93)	2017	15	Hyflex CM 25.06	1.44 ± 0.15	960 ± 42
			Hyflex EDM ONE FILE 25.08	2.79 ± 0.31	1161 ± 117
			Pro Taper Next 25.06	1.79 ± 0.10	459 ± 60
			V-Taper 2 25.08	3.22 ± 0.45	979 ± 45
			V-Taper 2H 25.06	1.79 ± 0.14	1192 ± 34

Silva <i>et al.</i> (57)	2018	10	Reciproc 25	1.66 ± 0.15	408 ± 18
			Reciproc Blue 25.08	0.82 ± 0.10	779 ± 24
Pedulla <i>et al.</i> (58)	2018	10	M3 25.04	0.71 ± 0.02	392 ± 2
			M3 Gold 25.04	0.75 ± 0.01	596 ± 1
Alcalde <i>et al.</i> (61)	2018	10	Pro Design R 25.06	1.02 ± 0.07	318.7 ± 8.40
			Wave One Gold 25.07	1.23 ± 0.19	296.0 ± 8.41
			Reciproc Blue 25.08	1.38 ± 0.14	306.5 ± 8.59
Wooyoung Kim <i>et al.</i> (94)	2019	10	Pro Taper Universal 25.08	2.55 ± 0.25	312.0 ± 71.9
			K3F3 25.08	2.34 ± 0.85	542.5 ± 116.8
			Hyflex EDM ONE FILE 25.08	2.47 ± 0.61	609.8 ± 46.9
			TF ADAPTIVE ML-1	0.56 ± 0.13	762.4 ± 79.4
Jamleh <i>et al.</i> (95)	2019	15	Pro Taper Gold 25.08	$3,81 \pm 1,0$	
			Edge Endo Platinum 25.08	$3,09 \pm 08$	
Alqedairi <i>et al.</i> (65)	2019	13	Pro Taper Gold 25.08	$1,15 \pm 0,22$	346.7 ± 56.6
			Pro Taper Universal 25.08	$1,38 \pm 0,37$	
			Pro Taper Next 25.06	$0,94 \pm 0,38$	303.1 ± 32.5
Silva <i>et al.</i> (49)	2019	10	Pro Design R 25.06	2.04 ± 0.55	422 ± 83
			Pro Design R 25.06 non trattato	3.02 ± 0.85	248 ± 40
Galal <i>et al.</i> (96)	2019		ProTaper Universal 25.08	<i>dp</i>	<i>dp</i>
			ProTaper Gold 25.08		

Generali <i>et al.</i> (97)	2020	20	Procodile 25.06	0.70 ± 0.08	323.5 ± 30.4
			Reziflow 25.06	1.12 ± 0.24	302.9 ± 53.9
Ahn <i>et al.</i> (66)	2020	15	Pro Taper Gold 25.08	1.43 ± 0.12	507.76 ± 72.94
			Pro Taper Next 25.06	0.84 ± 0.09	359.36 ± 19.51
			Pro Taper Gold 25.08 Spring	1.48 ± 0.08	641.48 ± 117.64
			Pro Taper Next 25.06 Spring	0.82 ± 0.05	429.91 ± 26.44
			Spring 25.06	1.11 ± 0.09	621.61 ± 28.00
			No Spring 26.06	1.11 ± 0.09	676.23 ± 63.06
Silva <i>et al.</i> (98)	2020	10	ProDesign R 25.06	1.0 ± 0.2	412 ± 46
			Reciproc Blue 25.08	1.5 ± 0.2	474 ± 31
			Wave One Gold 25.08	1.5 ± 0.1	456 ± 21
			X1 Blue File	1.6 ± 0.1	484 ± 51
Camargo <i>et al.</i> (74)	2020	15	Hyflex CM	6.851 ± 1.48	<i>nd</i>
			Genius file	6.55 ± 0.82	
			Wave One Gold	5.73 ± 0.36	
			ProTaper Universal	4.435 ± 0.90	
Silva <i>et al.</i> (99)	2020	10	NeoNiti A1	1.54 ± 0.05	524 ± 29
			Hyflex EDM ONE FILE 25.08	1.48 ± 0.04	630 ± 50
			ProTaper Gold 25.08	1.48 ± 0.11	407 ± 46
			ProTaper Universal 25.08	1.64 ± 0.23	375 ± 39
Orhan <i>et al.</i> (73)	2020	10	Pro Taper Next X2	7.60 ± 0.96	387.00 ± 33.68
			Hyflex CM 25.06	8.10 ± 3.92	824.00 ± 144.85
			Rotate 25.06	5.10 ± 2.02	590.00 ± 207.15
			One Curve 25.06	14.00 ± 7.28	451.00 ± 135.76

			Scope RS 25.06	25.90 ± 9.58	339.00 ± 26.01
Martins <i>et al.</i> (100)	2020	12	Go-Taper Universal	1.35 (1.20–1.40)	363 (346–396)
			Super Files	1.45 (1.25–1.50)	378 (313–448)
			Pro Taper Universal 20.07	1.20 (1.03–1.30)	354 (305–379)
			Edge Taper 20.07	1.30 (1.13–1.40)	351 (318–372)
			U-File	1.40 (1.23–1.40)	329 (304–358)
			Multitaper	0.90 (0.70–1.00)	574 (536–608)
Moreira <i>et al.</i> (101)	2020	8	Reciproc 25	1.8 ± 0.1	294 ± 29
Elnaghy <i>et al.</i> (102)	2020	20	Trunatomy 20.04	<i>dp</i>	<i>dp</i>
			Hyflex CM 20.04		
			Vortex Blue 20.04		
			FlexMaster 20.04		
Furlan <i>et al.</i> (103)	2021	10	Vortex Blue 25.06	1,39 (0,071)	393,30 (21,97)
			True Shape 25.06	0,72 (0,154)	742,30 (193,70)
			Genius 25.06	0,53 (0,084)	739,90 (56,97)
			Logic 25.06	0,90 (0,165)	444,10 (73,41)
			Pro Taper Gold 25.08	1,74 (0,202)	323,60 (29,55)
			Hyflex CM 25.08	0,66 (0,075)	641,50 (53,91)
			Hyflex EDM 25.08	1,17 (0,149)	659,70 (82,32)
Jo <i>et al.</i> (50)	2021	10	One Shape 25.06	0.75 ± 0.09	439.4 ± 42.2
			One Curve 25.06	0.78 ± 0.13	439.4 ± 50.7
			Wave One Gold 25.08	1.19 ± 0.22	389.3 ± 61.7
			Hyflex EDM ONE FILE 25.08	1.58 ± 0.19	582.9 ± 46.9

Martins <i>et al.</i> (104)	2021	10	Pro Taper Next 25.06	1.3 ± 0.1	325.8 ± 33.5
			X-File X2	$1.4 (\pm 0.1)$	$253.8 (\pm 31.7)$
			Pro Taper Next X2 contraffatto	$1.4 (\pm 0.2)$	$305.0 (\pm 52.5)$
Martins <i>et al.</i> (64)	2021	10	Reciproc 25	1.7 ± 0.1	317.4 ± 53.7
			One Files 25	1.8 ± 0.3	301.4 ± 83
			Reciproc Blue 25.08	1.5 ± 0.1	479.5 ± 60.2
			Reverso Silver 25.08	1.5 ± 0.1	322.3 ± 45.1
			WaveOne Gold 25.08	1.7 ± 0.2	478.7 ± 30.2
			One Files Blue R25	1.6 ± 0.1	454.9 ± 62.1
Braga <i>et al.</i> (105)	2021	10	Hyflex CM 25.06	$0,54 \pm 0,19$	$662,5 \pm 88,28$
			Aurum Blue 25.06	$0,6 \pm 0,13$	$695,1 \pm 90,38$
Serracchiani <i>et al.</i> (106)	2021	/	/	/	/
Weissheimer <i>et al.</i> (107)	2021	20	Pro R 25.08	1.80 ± 0.41	319.7 ± 67.93
			Logic RT 25.08	2.51 ± 0.49	455.5 ± 122.9
			MK R 25.08	1.40 ± 0.44	336.5 ± 41.66
			D2 25.08	2.08 ± 0.48	360.4 ± 50.65
Gambarini <i>et al.</i> (41)	2021		Twisted File Adaptive 25.08	$0.40 \pm 0.08^c - 0.57 \pm 0.04^d$	<i>nd</i>
			Twisted File Adaptive 35.06	$0.63 \pm 0.09^c - 0.80 \pm 0.07^d$	
			Twisted File Adaptive 50.04	$1.09 \pm 0.13^c - 1.31 \pm 0.08^d$	
Vivan <i>et al.</i> (62)	2022	10	BTRace Sequence ProDesign Logic	<i>dp</i>	<i>dp</i>

Martins <i>et al.</i> (111)	2022	6	Pro Taper Gold 20.07	1,3 (1.23–1.40)	478 (462–490)
			Pro Taper Universal 20.07	1,22 (1.18–1.31)	356 (306–381)
			Go-Taper Flex	1,10 (0,93–1.20)	319 (298–361)
			Edge Taper 20.07	1,30 (0,95–1.30)	535 (519–669)
			Super Files Blue	1,45 (1.40–1.50)	393 (342–449)
			Premium Taper Gold	1,05 (1.00–1.10)	702 (643–803)
Pedulla <i>et al.</i> (108)	2022	10	One Curve 25.06	0.69 ± 0.16	647.79 ± 62.90
			One Reci 25.06	0.65 ± 0.06	461.99 ± 105.68
			ProTaper Next 25.06	0.56 ± 0.13	379.03 ± 39.78
			Wave One Gold 25.06	1.51 ± 0.21	398.68 ± 101.66
Pedulla <i>et al.</i> (109)	2022	10	Two Shape Mini 25.04 T-Wire	0.41 ± 0.06	294 ± 42
			Two Shape 25.04 T-Wire	0.38 ± 0.05	271 ± 19
			Two Shape Mini 25.04 CM-Wire	0.45 ± 0.05	423 ± 43
			Two Shape 25.04 CM-Wire	0.40 ± 0.08	505 ± 87
Zanza <i>et al.</i> (110)	2022	20	ZenFlex	0.59 ± 0.11	<i>nd</i>
			Vortex Blue	0.68 ± 0.13	
			Sapphire	0.40 ± 0.09	
Zaiden Loureiro <i>et al.</i> (112)	2022	10	Prima One Gold 25.07	1.1 ± 0.2	407.7 ± 64.2
			Wave One Gold 25.07	1.3 ± 0.1	286.9 ± 27.3
Martins <i>et al.</i> (112)	2022	10	ProTaper Gold 25.08	1.50 (1.47–1.52)	395.0 (389.0–438.0)
			Premium Taper Gold 25.08	1.30 (1.10–1.40)	672.0 (654.0–695.0)
Weissheimer <i>et al.</i> (59)	2023	20	Reciproc Blue 25.08	1,28 ± 0,12	384,3 ± 12,37
			Unicone Plus 25.06	1,25 ± 0,11	340,8 ± 15,86
			Unicone 25.06	1,54 ± 0,07	271,4 ± 11,80

			WaveOne Gold 25.07	1,19 ± 0,10	293,2 ± 08,21
Kim <i>et al.</i> (113)	2024	12	Wave One Gold Primary 25.07	1,16 ± 0,08	422.86 ± 46.11
			Wave One Gold Primary MT	1,46 ± 0,11	466.78 ± 53.54
			Wave One Primary 25.08	1,28 ± 0,10	322.67 ± 29.98
Martins <i>et al.</i> (114)	2023	17	Reciproc R25	1.9 ± 0.2	476.9 ± 39.1
			Reciproc Blue 25.08	1.8 ± 0.3	557.8 ± 54.3
			One Blue Fanta 25.06	1.4 ± 0.1	380.9 ± 53.3
			One Blue Platinum 25.006	1.2 ± 0.2	422.0 ± 93.9
			One Files Blue R25	2.3 ± 0.4	550.4 ± 112.8
Só <i>et al.</i> (115)	2023	10	Flat 25.04	1.15 ± 0.11	407.59 ± 6.18
			Logic 25.03	0.43 ± 0.06	862.43 ± 103.45
			Logic 25.05	1.11 ± 0.08	672.30 ± 129.93
Uslu <i>et al.</i> (116)	2023	12	Reciproc R25	1.40 ± 0.13	211.10 ± 79.47
			Pro Taper Next 25.06	0.91 ± 0.02	245.67 ± 117.06
			Only One Fire R25	0.81 ± 0.04	229.96 ± 116.70
			X File X2	0.89 ± 0.03	210.00 ± 110.41

7. BIBLIOGRAFIA E SITOGRAFIA

1. Plotino G, Grande NM. *Sagomatura e detersione canalare*, Piccin, Padova, 2020.
2. Talbot ES. Preparation of nerve canals for treatment and filling. *Dental Cosmos* 1880: 527-30.
3. Goerig AC, Michelich RJ, Schultz HH. Instrumentation of root canals in molar using the step down technique. *J Endod* 1982; 8:550-554
4. Roane JB, Sabala CL, Duncanson MG Jr. The "balanced force" concept for instrumentation of curved canals. *J Endod*. 1985; 11(5):203-11.
5. Malagnino VA, Grande NM, Plotino G, Somma F. The simultaneous technique for root canal preparation with the MTwo NiTi rotary system. *Endodontic Practice* 2008; 11: 13-21
6. Malagnino VA, Rossi-Fedele G, Passariello P, Canullo I. "Simultaneous Technique" and a hybrid Microseal/PacMac obturation. *Dental update* 2011; 38: 477-478, 481-472, 484.
7. Castellucci A. *Endodonzia*, Edra, Milano, 2022
8. Blueher WJ, Gilfrich JV, Wiley RC. Effect of low temperature phase changes on the mechanical properties

- of alloys near composition NiTi. *J. Applied Physics*. 1963; 34: 1475
9. Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol Wire for use in orthodontics. *J Am Dent Assoc*. 1971; 82 (6): 1373-1375
 10. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod* 1988; 14: 346-351
 11. Gall K, Maier H. Cyclic deformation mechanisms in precipitated NiTi shape memory alloys. *Acta Materialia* 2002; 50: 4643-4657
 12. Morgan N. Medical shape memory alloy applications – the market and its products. *Material Sciences and Engineering: A* 2004; 378: 16-23
 13. Martins RC, Bahia MG, Buono VT. Surface analysis of Pro File instruments by scanning electron microscopy and X-ray energy-dispersive spectroscopy: a preliminary study. *Int End J* 2002; 5: 848-853
 14. Gutmann JL, Gao Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *Int Endod J*. 2012; 45(2):113-28.
 15. Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D. Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue

- and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod.* 2012; 38(3):398-401.
16. Pereira ÉS, Viana AC, Buono VT, Peters OA, Bahia MG. Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *J Endod.* 2015; 41(1):67-71.
 17. Plotino G, Grande NM, Mercadé Bellido M, Testarelli L, Gambarini G. Influence of Temperature on Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal Rotary Files. *J Endod.* 2017; 43(2):200-202.
 18. Uygun AD, Kol E, Topcu MK, Seckin F, Ersoy I, Tanriver M. Variations in cyclic fatigue resistance among ProTaper Gold, ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. *Int Endod J.* 2016; 49(5):494-9.
 19. Council of dental materials and devices. New American Dental Association specification N. 28 for endodontic files and reamers. *J Am Dent Assoc.* 1976; 93: 813-7
 20. Ingle JI. The need for endodontic instrument standardization. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1955; 8(11): 1211-3.
 21. Schilder H. Revolutionary new concepts in endodontic instrument sizing. *G It Endo.* 1993; 4:166
 22. Nicodemi W, Zoia R. *Metallurgia applicata*, Tamburini Editore, Milano, 1975.

23. Secciani A, Villani G. *Produzione metalmeccanica*, Cappelli Editore, Bologna, 1978.
24. Blum JY, Cohen A, Machtou P, Micallef JP. Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using Profile NiTi rotary instruments. *Int Endod J*. 1999; 32(1):24-31. PMID: 10356466.
25. Barbakow F, Lutz F. The 'Lightspeed' preparation technique evaluated by Swiss clinicians after attending continuing education courses. *Int Endod J* 1997;30:46-50.
26. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*. 1997;23(2):77-85.
27. Fuch HO, Stephens RI. *Metal fatigue in engineering*. New York: John Wiley; 1980
28. Sotokawa T. An analysis of clinical breakage of root canal instruments. *J Endod*. 1988; 14(2):75-82
29. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod* 2000; 26:161-5.
30. Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *J Endod* 2006; 32:55-7.

31. Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2005; 31:183– 6.
32. Cheung GSP, Peng B, Shen Y, Darvell BW. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *Int Endo J* 2005; 38:802–9.
33. Wei X, Ling J, Jiang J, Huang X, Liu L. Modes of failure of ProTaper nickel-titanium rotary instruments after clinical use. *J Endod.* 2007; 33(3):276-9.
34. Schäfer E, Schulz-Bongert U, Tulus G. Comparison of hand stainless steel and nickel titanium rotary instrumentation: a clinical study. *J Endod.* 2004; 30(6):432-5.
35. Zanza A, D'Angelo M, Reda R, Gambarini G, Testarelli L, Di Nardo D. An Update on Nickel-Titanium Rotary Instruments in Endodontics: Mechanical Characteristics, Testing and Future Perspective-An Overview. *Bioengineering (Basel).* 2021; 16;8(12):218..
36. Tzanetakakis GN, Kontakiotis EG, Maurikou DV, Marzelou MP. Prevalence and management of instrument fracture in the postgraduate endodontic program at the Dental School of Athens: a five-year retrospective clinical study. *J Endod.* 2008; 3(6):675-8.

37. McGuigan MB, Louca C, Duncan HF. Clinical decision-making after endodontic instrument fracture. *Br Dent J.* 2013; 214(8):395-400.
38. Madarati AA, Hunter MJ, Dummer PM. Management of intracanal separated instruments. *J Endod.* 2013 May; (5):569-81.
39. Gerek M, Başer ED, Kayahan MB, Sunay H, Kaptan RF, Bayırlı G. Comparison of the force required to fracture roots vertically after ultrasonic and Masserann removal of broken instruments. *Int Endod J.* 2012; 45(5):429-34.
40. Panitvisai P, Parunnit P, Sathorn C, Messer HH. Impact of a retained instrument on treatment outcome: a systematic review and meta-analysis. *J Endod.* 2010; 36(5):775-80.
41. Gambarini G, Seracchiani M, Zanza A, Miccoli G, Del Giudice A, Testarelli L. Influence of shaft length on torsional behavior of endodontic nickel-titanium instruments. *Odontology.* 2021; 109(3):568-573. ù
42. Gambarini G, Seracchiani M, Piasecki L, Valenti Obino F, Galli M, Di Nardo D, Testarelli L. Measurement of torque generated during intracanal instrumentation in vivo. *Int Endod J.* 2019; 52(5):737-745.
43. Peters OA, Peters CI, Schönenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of

- torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J*. 2003; 36(2):93-9.
44. Di Nardo D, Zanza A, Seracchiani M, Donfrancesco O, Gambarini G, Testarelli L. Angle of Insertion and Torsional Resistance of Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Materials (Basel)*. 2021; 14(13):3744.
45. <https://www.iso.org/standard/75260.html>
46. Shen Y. & Cheung G. S. Methods and models to study nickel–titanium instruments. *Endo Topics*. 2013; 29, 18–41. 10.1111/etp.12046
47. Yum J, Cheung GS, Park JK, Hur B, Kim HC. Torsional strength and toughness of nickel-titanium rotary files. *J Endod*. 2011 Mar;37(3):382-6.
48. Park SY, Cheung GS, Yum J, Hur B, Park JK, Kim HC. Dynamic torsional resistance of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2010 Jul;36(7):1200-4.
49. Silva EJNL, Giraldes JFN, de Lima CO, Vieira VTL, Elias CN, Antunes HS. Influence of heat treatment on torsional resistance and surface roughness of nickel-titanium instruments. *Int Endod J*. 2019 Nov;52(11):1645-1651.
50. Jo HJ, Kwak SW, Kim HC, Kim SK, Ha JH. Torsional Resistance of Heat-Treated Nickel-Titanium Instruments under Different Temperature Conditions. *Materials (Basel)*. 2021 Sep 14;14(18):5295.

51. Xu X, Eng M, Zheng Y, Eng D. Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections. *J Endod.* 2006 Apr;32(4):372-5.
52. Baek SH, Lee CJ, Versluis A, Kim BM, Lee W, Kim HC. Comparison of torsional stiffness of nickel-titanium rotary files with different geometric characteristics. *J Endod.* 2011 Sep;37(9):1283-6.
53. Kim HC, Kim HJ, Lee CJ, Kim BM, Park JK, Versluis A. Mechanical response of nickel-titanium instruments with different cross-sectional designs during shaping of simulated curved canals. *Int Endod J.* 2009 Jul;42(7):593-602.
54. Ha JH, Kim SK, Cohenca N, Kim HC. Effect of R-phase heat treatment on torsional resistance and cyclic fatigue fracture. *J Endod.* 2013 Mar;39(3):389-93.
55. Choi J, Oh S, Kim YC, Jee KK, Kum K, Chang S. Fracture Resistance of K3 Nickel-Titanium Files Made from Different Thermal Treatments. *Bioinorg Chem Appl.* 2016;2016:6374721.
56. Pedullà E, Lo Savio F, Boninelli S, Plotino G, Grande NM, La Rosa G, Rapisarda E. Torsional and Cyclic Fatigue Resistance of a New Nickel-Titanium Instrument

- Manufactured by Electrical Discharge Machining. *J Endod.* 2016 Jan;42(1):156-9.
57. Silva EJNL, Hecksher F, Antunes HDS, De-Deus G, Elias CN, Vieira VTL. Torsional Fatigue Resistance of Blue-treated Reciprocating Instruments. *J Endod.* 2018 Jun;44(6):1038-1041.
58. Pedullà E, Lo Savio F, La Rosa GRM, Miccoli G, Bruno E, Rapisarda S, Chang SW, Rapisarda E, La Rosa G, Gambarini G, Testarelli L. Cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and metallurgical characteristics of M3 Rotary and M3 Pro Gold NiTi files. *Restor Dent Endod.* 2018 Apr 23;43(2):e25.
59. Weissheimer T, Duarte MAH, Só MVR, da Rosa RA, Espinosa MK, Vivan RR, Alcalde MP. Evaluation of cyclic and torsional fatigue resistance of several heat-treated reciprocating nickel-titanium instruments. *Aust Endod J.* 2023 Dec;49(3):524-529.
60. Alcalde MP, Tanomaru-Filho M, Bramante CM, Duarte MA, Guerreiro-Tanomaru JM, Camilo-Pinto J, et al. Cyclic and torsional fatigue resistance of reciprocating single files manufactured by different nickel-titanium alloys. *J Endod.* 2017 Jul;43(7):1186-91
61. Alcalde MP, Duarte MA, Bramante CM, Tanomaru-Filho M, Vasconcelos BC, Só MV, et al. Torsional fatigue resistance

- of pathfinding instruments manufactured from several nickel-titanium alloys. *Int Endod J*. 2018 Jun;51(6):697-704;
62. Vivan RR, Costa VASM, Conti LC, Duque JA, Bramante CM, Só MVR, Alcalde MP, Duarte MAH. Effect of nickel-titanium alloys on root canal preparation and on mechanical properties of rotary instruments. *Braz Oral Res*. 2022 Jun 10;36:e085.
63. Kaval ME, Capar ID, Ertas H. Evaluation of the Cyclic Fatigue and Torsional Resistance of Novel Nickel-Titanium Rotary Files with Various Alloy Properties. *J Endod*. 2016 Dec;42(12):1840-1843.
64. Martins JNR, Silva EJNL, Marques D, Pereira MR, Vieira VTL, Arantes-Oliveira S, Martins RF, Braz Fernandes F, Versiani M. Design, Metallurgical Features, and Mechanical Behaviour of NiTi Endodontic Instruments from Five Different Heat-Treated Rotary Systems. *Materials (Basel)*. 2022 Jan 28;15(3):1009.
65. Alqedairi A, Alfawaz H, Abualjadayel B, Alanazi M, Alkhalifah A, Jamleh A. Torsional resistance of three ProTaper rotary systems. *BMC Oral Health*. 2019 Jun 21;19(1):124.
66. Ahn S, Ha JH, Kwak SW, Kim HC. Advancement of Mechanical Properties of Nickel-Titanium Rotary

- Endodontic Instruments by Spring Machining on the File Shaft. *Materials (Basel)*. 2020 Nov 20;13(22):5246.
67. Elnaghy AM, Elsaka SE. Laboratory comparison of the mechanical properties of TRUShape with several nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J*. 2017 Aug;50(8):805-812.
68. Varghese NO, Pillai R, Sujathen UN, Sainudeen S, Antony A, Paul S. Resistance to torsional failure and cyclic fatigue resistance of ProTaper Next, WaveOne, and Mtwo files in continuous and reciprocating motion: An in vitro study. *J Conserv Dent*. 2016 May-Jun;19(3):225-30.
69. Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *J Endod*. 2008 Nov;34(11):1406-1409.
70. Kramkowski TR, Bahcall J. An in vitro comparison of torsional stress and cyclic fatigue resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X rotary nickel-titanium files. *J Endod*. 2009 Mar;35(3):404-7.
71. Ninan E, Berzins DW. Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2013 Jan;39(1):101-4.
72. Kim HC, Kwak SW, Cheung GS, et al. Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium

- instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. *J Endod* 2012;38:541–4.
73. Orhan EO, Ertuğrul İF, Tosun S. Monotonic torsional resistance and fatigue resistance of novel SCOPE RS instruments. *Microsc Res Tech*. 2021 Jan;84(1):62-70.
74. Ribeiro Camargo CH, Bittencourt TS, Hasna AA, Palo RM, Talge Carvalho CA, Valera MC. Cyclic fatigue, torsional failure, and flexural resistance of rotary and reciprocating instruments. *J Conserv Dent*. 2020 Jul-Aug;23(4):364-369.
75. Ha JH, Kim SR, Versluis A, Cheung GS, Kim JW, Kim HC. Elastic limits in torsion of reciprocating nickel-titanium instruments. *J Endod*. 2015 May;41(5):715-9.
76. Kwak SW, Lee JY, Goo HJ, Kim HC. Effect of surface treatment on the mechanical properties of nickel-titanium files with a similar cross-section. *Restor Dent Endod*. 2017 Aug;42(3):216-223.
77. Anderson ME, Price JW, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*. 2007 Oct;33(10):1212-6.
78. Vieira EP, Nakagawa RK, Buono VT, Bahia MG. Torsional behaviour of rotary NiTi ProTaper Universal instruments after multiple clinical use. *Int Endod J*. 2009 Oct;42(10):947-53.

79. da Cunha Peixoto IF, Pereira ES, da Silva JG, Viana AC, Buono VT, Bahia MG. Flexural fatigue and torsional resistance of ProFile GT and ProFile GT series X instruments. *J Endod.* 2010 Apr;36(4):741-4.
80. Casper RB, Roberts HW, Roberts MD, Himel VT, Bergeron BE. Comparison of autoclaving effects on torsional deformation and fracture resistance of three innovative endodontic file systems. *J Endod.* 2011 Nov;37(11):1572-5.
81. Kim JY, Cheung GS, Park SH, Ko DC, Kim JW, Kim HC. Effect from cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files on torsional resistance. *J Endod.* 2012 Apr;38(4):527-30.
82. Wycoff RC, Berzins DW. An in vitro comparison of torsional stress properties of three different rotary nickel-titanium files with a similar cross-sectional design. *J Endod.* 2012 Aug;38(8):1118-20.
83. Braga LC, Magalhães RR, Nakagawa RK, Puente CG, Buono VT, Bahia MG. Physical and mechanical properties of twisted or ground nickel-titanium instruments. *Int Endod J.* 2013 May;46(5):458-65.
84. Santos Lde A, Bahia MG, de Las Casas EB, Buono VT. Comparison of the mechanical behavior between controlled memory and superelastic nickel-titanium files

- via finite element analysis. *J Endod.* 2013 Nov;39(11):1444-7.
85. Lopes HP, Gambarra-Soares T, Elias CN, Siqueira JF Jr, Inojosa IF, Lopes WS, Vieira VT. Comparison of the mechanical properties of rotary instruments made of conventional nickel-titanium wire, M-wire, or nickel-titanium alloy in R-phase. *J Endod.* 2013 Apr;39(4):516-20.
86. Campbell L, Shen Y, Zhou HM, Haapasalo M. Effect of fatigue on torsional failure of nickel-titanium controlled memory instruments. *J Endod.* 2014 Apr;40(4):562-5.
87. Bonessio N, Pereira ES, Lomiento G, Arias A, Bahia MG, Buono VT, Peters OA. Validated finite element analyses of WaveOne Endodontic Instruments: a comparison between M-Wire and NiTi alloys. *Int Endod J.* 2015 May;48(5):441-50.
88. El-Anwar MI, Yousief SA, Kataia EM, El-Wahab TM. Finite Element Study on Continuous Rotating versus Reciprocating Nickel-Titanium Instruments. *Braz Dent J.* 2016 Jul-Aug;27(4):436-41.
89. Tokita D, Ebihara A, Miyara K, Okiji T. Dynamic Torsional and Cyclic Fracture Behavior of ProFile Rotary Instruments at Continuous or Reciprocating Rotation as Visualized with High-speed Digital Video Imaging. *J Endod.* 2017 Aug;43(8):1337-1342.

90. Shim KS, Oh S, Kum K, Kim YC, Jee KK, Chang SW. Mechanical and Metallurgical Properties of Various Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Biomed Res Int.* 2017;2017:4528601.
91. Shen Y, Tra C, Hieawy A, Wang Z, Haapasalo M. Effect of Torsional and Fatigue Preloading on HyFlex EDM Files. *J Endod.* 2018 Apr;44(4):643-647.
92. Silva EJNL, Vieira VTL, Belladonna FG, Zuolo AS, Antunes HDS, Cavalcante DM, Elias CN, De-Deus G. Cyclic and Torsional Fatigue Resistance of XP-endo Shaper and TRUShape Instruments. *J Endod.* 2018 Jan;44(1):168-172.
93. Goo HJ, Kwak SW, Ha JH, Pedullà E, Kim HC. Mechanical Properties of Various Heat-treated Nickel-titanium Rotary Instruments. *J Endod.* 2017 Nov;43(11):1872-1877.
94. Kim W, Oh S, Ryu GJ, Kim TH, Kim SJ, Kim DH, Lee BN, Kum KY, Chang SW, Jang JH. Effect of autoclave sterilization on cyclic fatigue and torsional fracture resistance of NiTi rotary instruments. *Odontology.* 2020 Apr;108(2):194-201.
95. Jamleh A, Alghaihab A, Alfadley A, Alfawaz H, Alqedairi A, Alfouzan K. Cyclic Fatigue and Torsional Failure of EdgeTaper Platinum Endodontic Files at Simulated Body Temperature. *J Endod.* 2019 May;45(5):611-614.

96. Galal M, Ismail AG, Omar N, Zaazou M, Nassar MA. Influence of Thermomechanical Treatment on the Mechanical Behavior of Protaper Gold versus Protaper Universal (A Finite Element Study). *Open Access Maced J Med Sci*. 2019 Jul 12;7(13):2157-2161.
97. Generali L, Malovo A, Bolelli G, Borghi A, La Rosa GRM, Puddu P, Lusvarghi L, Rota A, Consolo U, Pedullà E. Mechanical Properties and Metallurgical Features of New Green NiTi Reciprocating Instruments. *Materials (Basel)*. 2020 Aug 24;13(17):3736.
98. Silva E, Oliveira de Lima C, Vieira V, Antunes H, Lima Moreira EJ, Versiani M. Cyclic Fatigue and Torsional Resistance of Four Martensite-Based Nickel Titanium Reciprocating Instruments. *Eur Endod J*. 2020 Dec;5(3):231-235.
99. Silva EJNL, Martins JNR, Lima CO, Vieira VTL, Braz Fernandes FM, De-Deus G, Versiani MA. Mechanical Tests, Metallurgical Characterization, and Shaping Ability of Nickel-Titanium Rotary Instruments: A Multimethod Research. *J Endod*. 2020 Oct;46(10):1485-1494.
100. Martins JNR, Silva EJNL, Marques D, Pereira MR, Ginjeira A, Silva RJC, Braz Fernandes FM, Versiani MA. Mechanical Performance and Metallurgical Features of

- ProTaper Universal and 6 Replicalike Systems. *J Endod.* 2020 Dec;46(12):1884-1893.
101. Moreira EJJ, Antunes HDS, Vieira VTL, Cavalcante DM, Oliveira HE, Oliveira DDS, DE-Deus G, Silva EJJLD. Effects of clinical use of NiTi reciprocating instruments on cyclic and torsional resistance, and on roughness. *Braz Oral Res.* 2021 Feb 12;35:e021.
102. Elnaghy AM, Elsaka SE, Elshazli AH. Dynamic cyclic and torsional fatigue resistance of TruNatomy compared with different nickel-titanium rotary instruments. *Aust Endod J.* 2020 Aug;46(2):226-233.
103. Furlan RD, Alcalde MP, Duarte MAH, Bramante CM, Piasecki L, Vivian RR. Cyclic and Torsional Fatigue Resistance of Seven Rotary Systems. *Iran Endod J.* 2021;16(2):78-84.
104. Martins JNR, Silva EJJL, Marques D, Belladonna F, Simões-Carvalho M, Camacho E, Braz Fernandes FM, Versiani MA. Comparison of design, metallurgy, mechanical performance and shaping ability of replica-like and counterfeit instruments of the ProTaper Next system. *Int Endod J.* 2021 May;54(5):780-792.
105. Braga T, Ricci Vivian R, Alcalde MP, de Camargo JM, Hungaro Duarte MA. Evaluation of the Cyclic and Torsional Fatigue Resistance of Thermally Treated Hyflex CM versus

- Aurum Blue Nickel-titanium Rotary Instruments. *Iran Endod J.* 2021;16(2):109-113. doi:
106. Seracchiani M, Miccoli G, Di Nardo D, Zanza A, Cantore M, Gambarini G, Testarelli L. Effect of Flexural Stress on Torsional Resistance of NiTi Instruments. *J Endod.* 2021 Mar;47(3):472-476.
107. Weissheimer T, Heck L, Calefi PHS, Alcalde MP, da Rosa RA, Vivan RR, Duarte MAH, Só MVR. Evaluation of the mechanical properties of different nickel-titanium retreatment instruments. *Aust Endod J.* 2021 Aug;47(2):265-272.
108. Pedullà E, Kharouf N, Caruso S, La Rosa GRM, Jmal H, Haikel Y, Mancino D. Torsional, Static, and Dynamic Cyclic Fatigue Resistance of Reciprocating and Continuous Rotating Nickel-Titanium Instruments. *J Endod.* 2022 Nov;48(11):1421-1427.
109. Pedullà E, Canova FS, La Rosa GRM, Naaman A, Diemer F, Generali L, Nehme W. Influence of NiTi Wire Diameter on Cyclic and Torsional Fatigue Resistance of Different Heat-Treated Endodontic Instruments. *Materials (Basel).* 2022 Sep 22;15(19):6568.
110. Zanza A, Russo P, Reda R, Di Matteo P, Donfrancesco O, Ausiello P, Testarelli L. Mechanical and Metallurgical Evaluation of 3 Different Nickel-Titanium

- Rotary Instruments: An In Vitro and In Laboratory Study. *Bioengineering (Basel)*. 2022 May 20;9(5):221.
111. Zaiden Loureiro MA, Souza Calefi PH, Ribeiro TE, Vivian RR, Hungaro Duarte MA, Correia de Siqueira P, Decurcio DA. Cyclic Fatigue and Torsional Strength of a New Thermally Treated Reciprocating System. *Eur Endod J*. 2022 Oct;7(3):198-202.
112. Martins JNR, Silva EJNL, Marques D, Belladonna FG, Simões-Carvalho M, da Costa RP, Ginjeira A, Braz Fernandes FM, Versiani MA. Comparison of five rotary systems regarding design, metallurgy, mechanical performance, and canal preparation-a multimethod research. *Clin Oral Investig*. 2022 Mar;26(3):3299-3310.
113. Kim E, Ha JH, Dorn SO, Shen Y, Kim HC, Kwak SW. Effect of Heat Treatment on Mechanical Properties of Nickel-Titanium Instruments. *J Endod*. 2024 Feb;50(2):213-219.
114. Martins JNR, Silva EJNL, Baruwa AO, Pereira da Costa R, Braz Fernandes FM, Versiani MA. Comparative analysis of reciprocating and flat-side heat-treated rotary single-file systems: Design, metallurgical characteristics, and mechanical performance. *Int Endod J*. 2023 Jul;56(7):896-908.

115. Só GB, Siocheta G, Calefi P, Alcalde M, Vivan RR, Duarte MAH, Só MVR, da Rosa RA. Cyclic and torsional fatigue resistance of a new rotary file on a rotary and reciprocating motion. *Microsc Res Tech.* 2023 Dec;86(12):1635-1641.
116. Uslu O, Haznedaroglu F, Keskin C. Comparison of mechanical resistance and standardisation between original brand and replica-like endodontic systems. *Aust Endod J.* 2023 Apr;49(1):149-158.

