



RAPPORTI ISTISAN 23|14

ISSN: 1123-3117 (cartaceo) • 2384-8936 (online)

Valutazione microtomografica della detersione canalare con strumenti espansivi: uno studio preliminare

L. Ciani, F. Campanella, V. Campanella, R. Pecci



TECNOLOGIE
E SALUTE

ISTITUTO SUPERIORE DI SANITÀ

**Valutazione microtomografica
della detersione canalare con strumenti espansivi:
uno studio preliminare**

Luca Ciani (a), Francesco Campanella (a),
Vincenzo Campanella (a), Raffaella Pecci (b)

*(a) Dipartimento di Scienze Cliniche e Medicina Traslazionale,
Università degli Studi "Tor Vergata", Roma*

*(b) Centro Nazionale Tecnologie Innovative in Sanità Pubblica,
Istituto Superiore di Sanità, Roma*

ISSN: 1123-3117 (cartaceo) • 2384-8936 (online)

Rapporti ISTISAN
23/14

Istituto Superiore di Sanità

Valutazione microtomografica della detersione canalare con strumenti espansivi: uno studio preliminare.

Luca Ciani, Francesco Campanella, Vincenzo Campanella, Raffaella Pecci

2023, 43 p. Rapporti ISTISAN 23/14

Lo scopo dello studio è valutare la capacità di detersione di una sequenza formata da tre strumenti variando il tempo di sagomatura. Sono stati selezionati 10 elementi dentali monoradicolarati, con singolo canale ovalare, e divisi in due gruppi di 5 elementi ciascuno: il Gruppo 1 è stato trattato con il protocollo consigliato dal produttore; il Gruppo 2 ha subito un'aggiuntiva strumentazione di 45" al protocollo base. Entrambi i gruppi sono stati trattati con uno strumento rotante finalizzato all'attivazione dell'ipoclorito. Sono state effettuate tre scansioni microtomografiche per ogni dente: prima del trattamento (T₀), dopo la sagomatura (T₁) e dopo l'attivazione (T₂). Entrambi i Gruppi hanno mostrato un lieve incremento del volume canalare tra T₂ e T₁ ed hanno evidenziato un incremento del volume di detriti canalari tra T₂ e T₁ (nel Gruppo 1 è risultato del 144%, nel Gruppo 2 del 33%). Questi strumenti determinano un rilevabile accumulo di detriti derivanti dalle fasi di sagomatura. L'uso di un protocollo modificato con l'aggiunta di 45" di strumentazione ha dimostrato invece una riduzione significativa dell'accumulo di detriti e una migliore efficacia della detersione dopo attivazione dell'ipoclorito tramite strumento rotante

Parole chiave: Irriganti per canali radicolari; Strumenti dentali; Preparazione dei canali radicolari; Microtomografia a raggi X

Istituto Superiore di Sanità

Microtomographic evaluation of root canal cleaning with expansive instruments: a preliminary study.

Luca Ciani, Francesco Campanella, Vincenzo Campanella, Raffaella Pecci

2023, 43 p. Rapporti ISTISAN 23/14 (in Italian)

The aim of the study is to evaluate the cleaning ability of a three instruments sequence by varying the shaping time. 10 single-rooted dental elements were selected, with a single oval canal and divided into two groups of 5 elements each. Group 1 was treated with the sequence according to the manufacturer's protocol; Group 2 underwent an additional 45" instrumentation to the base sequence. Then, both groups were treated with a rotary file finalized to hypochlorite activation. Three microtomographic scans were performed for each tooth: before treatment (T₀), after shaping (T₁) and after activation (T₂). Both groups show a slight increase in root canal volume between T₂ and T₁; both Groups show an increase in the volume of root canal debris between T₂ and T₁ (in Group 1 the increase was 144%, in Group 2 of 33%). This sequence determines a detectable accumulation of debris deriving from the shaping phases. Using a modified protocol with the addition of 45" of instrumentation demonstrated a significant reduction in debris buildup and improved cleansing efficacy with the rotary file.

Key words: Root canal irrigants; Dental instruments; Root canal preparation; X-ray microtomography

Per informazioni su questo documento scrivere a: raffaella.pecci@iss.it

Il rapporto è accessibile online dal sito di questo Istituto: www.iss.it

Citare questo documento come segue:

Ciani L, Campanella F, Campanella V, Pecci R. *Valutazione microtomografica della detersione canalare con strumenti espansivi: uno studio preliminare*. Roma: Istituto Superiore di Sanità; 2023. (Rapporti ISTISAN 23/14).

Legale rappresentante dell'Istituto Superiore di Sanità: *Silvio Brusaferrò*

Registro della Stampa - Tribunale di Roma n. 114 (cartaceo) e n. 115 (online) del 16 maggio 2014

Direttore responsabile della serie: *Paola De Castro*

Redazione: *Sandra Salinetti*

La responsabilità dei dati scientifici e tecnici è dei singoli autori, che dichiarano di non avere conflitti di interesse.



INDICE

1. Trattamento endodontico	1
1.1. Apertura di camera pulpare	2
1.1.2. Accesso alla camera pulpare minimamente invasivo	3
2. Lega nichel-titanio e alesaggio canale	7
2.1. Proprietà della lega NiTi	7
2.1.1. Lega NiTi convenzionale e l' <i>electropolishing</i>	10
2.1.2. Lega <i>M-Wire</i> e lega <i>R-phase</i>	10
2.1.3. Leghe martensitiche	11
2.2. Concetto di dimensione apicale e limitazione dello <i>shaping</i>	12
2.2.1. Conicità nel trattamento canale	14
2.2.2. Irrigazione canale	14
2.2.3. Merceologia degli irriganti canalari	15
2.3. Limitazioni dell'alesatura e disinfezione canale	16
2.3.1. Deficit nel <i>debridement</i>	16
2.3.2. Rimozione di dentina radicolare non necessaria	17
2.3.3. Detriti di tessuto duro accumulato	18
2.4. Sagomatura in funzione della detersione canale	19
2.4.1. Tecnica di irrigazione manuale dinamica	19
2.4.2. Irrigazione sonica ed ultrasonica	20
2.4.3. <i>Self-adjusting file</i>	20
2.4.4. Acido etidronico	21
3. Analisi sperimentale: valutazione microtomografica dell'accumulo di detriti canalari	22
3.1. Materiali e metodi	25
3.1.1. Selezione e preparazione dei campioni	25
3.1.2. Microtomografia computerizzata	28
3.2. Risultati	30
3.3. Discussione e conclusioni	31
Bibliografia	33

1. TRATTAMENTO ENDODONTICO

La Società Italiana di Endodonzia (SIE) definisce il trattamento endodontico (o cura canalare) come la rimozione della polpa dentale (presente all'interno del dente e per tutta la lunghezza delle radici) e la sua sostituzione con un'otturazione permanente in guttaperca e cemento canalare, previa adeguata detersione e sagomatura dei canali radicolari.

Questa definizione mette in luce tutti i passaggi fondamentali affinché si arrivi al successo del trattamento endodontico; dunque, senza un'adeguata preparazione, disinfezione e detersione del canale, difficilmente si otterrà un dente perfettamente trattato con scarso rischio di recidiva della patologia periapicale.

La cura canalare si pone come obiettivo primario la prevenzione delle patologie pulpari e periradicolari, al fine di preservare la dentatura naturale.

Nella pianificazione del trattamento non si può prescindere dalla corretta valutazione delle controindicazioni del trattamento canalare, siano esse locali o sistemiche, che per la *European Society of Endodontology* sono:

- dente privo di funzione o che non può esser restaurato;
- dente con un insufficiente supporto parodontale;
- dente con scarsa prognosi;
- paziente non collaborante o per condizioni economiche o di salute qualora risultino indicati altre tipologie di trattamento.

Mentre le indicazioni del trattamento canalare sono:

- polpa necrotica;
- stato infiammatorio pulpare irreversibile con o senza riscontri clinici e/o radiologici di periodontite apicale;
- devitalizzazione elettiva, per esempio al fine di creare un *post-space*, per permettere la ritenzione dentale di un *overdenture*, o in previsione di una rizectomia o a seguito di una dubbia possibilità di mantenere la salute pulpare a seguito di procedure restaurative.

Il trattamento endodontico è costituito da vari step, necessari al successo finale.

Dapprima si effettuano radiografie preoperatorie periapicali (talvolta si può anche ricorrere alla tomografia computerizzata a fascio conico, un esame radiografico di secondo livello) e successivamente si procede all'anestesia del dente o della zona da trattare.

Si effettua quindi l'isolamento del campo operatorio mediante la diga di gomma, che consente un'ottima visuale dell'elemento da trattare, previene la contaminazione batterica e salivare del campo operatorio, l'inalazione o l'ingestione di strumenti e il contatto delle mucose con le soluzioni irriganti.

A questo punto si prepara la cavità d'accesso, rimuovendo il tessuto demineralizzato e non, i cui obiettivi sono tradizionalmente la rimozione completa del tetto della camera così da localizzare gli imbocchi dei canali, facilitando la successiva fase di alesaggio del canale, preservando la quantità massima di sostanza dentale sana.

L'approccio all'apertura di camera è cambiato nel tempo nell'ottica della minima invasività, grazie all'introduzione delle leghe Nichel-Titanio (NiTi), molto più flessibili degli strumenti in acciaio inizialmente utilizzati per la fase di sagomatura: in tale contesto è giustificata la conservazione del tetto della camera pulpare, qualora compatibile con gli obiettivi del trattamento.

Dopo aver determinato la lunghezza di lavoro, preferibilmente impiegando uno strumento per la localizzazione elettronica d'apice, che dovrebbe essere confermata da una radiografia endorale, si procede all'alesaggio, meccanico o manuale, per eliminare microrganismi, rimuovere i detriti

e garantire una forma conica del canale così da poterlo pulire e successivamente riempire. L'irrigazione, in particolare, mira a rimuovere tutto il materiale intracanalare (sia esso di origine pulpare, necrotico o vitale, oppure costituito da detriti inorganici o da microrganismi) e permette un corretto utilizzo di strumenti volti al sondaggio e all'alesaggio del canale endodontico, oltre ad essere cruciale per la successiva fase di otturazione, è in grado di prevenire la formazione di tappi dentinali e l'estrusione di materiale infetto nell'area periapicale.

L'introduzione della microtomografia computerizzata a raggi X (*micro-Computed Tomography*, micro-CT) ha dimostrato la presenza di molte aree del canale non toccate dagli strumenti durante la fase di sagomatura. L'accumulo di detriti e la presenza di pareti canalari non toccate possono creare zone di difficile detersione. Pertanto, all'irrigazione spetta un ruolo assolutamente centrale nel trattamento endodontico, facilitando la rimozione di microrganismi e detriti tissutali dal canale.

Infine, l'otturazione tridimensionale del sistema canalare previene il passaggio di microrganismi e di fluidi lungo il canale radicolare, grazie al sigillo del forame apicale, dei tubuli dentinali e dei canali accessori.

1.1. Apertura di camera pulpare

L'apertura di camera rappresenta un momento cruciale nel trattamento canalare. Essa consegue la fase diagnostica e l'isolamento del campo operatorio e precede le fasi di sagomatura, detersione ed otturazione tridimensionale dei canali radicolari. Il disegno della cavità d'accesso rappresenta la proiezione a livello della corona dentale dell'anatomia endodontica.

I requisiti classici dell'apertura di camera che ci tramanda Arnaldo Castellucci (1) sono:

1. permettere la rimozione di tutto il contenuto camerale: l'accesso alla camera deve permettere la detersione della camera e dei cornetti pulpari, a tal fine è prevista l'eliminazione di tutto il tetto della camera. Questo evita la possibile infezione e contaminazione dello spazio endodontico;
2. permettere una visione diretta e completa del pavimento della camera pulpare e degli imbocchi canalari. Talvolta si può ricorrere a una forma di comodo, che migliora la visibilità, modificando l'apertura iniziale con un'inclinazione leggermente anteriore delle pareti;
3. facilitare l'introduzione degli strumenti canalari negli imbocchi radicolari;
4. fornire un accesso il più rettilineo possibile al terzo apicale del canale agli strumenti per la sagomatura e l'otturazione del sistema canalare. Il corretto asse di introduzione è caratterizzato dall'assenza di interferenze coronali, dal momento che devono lavorare liberi nel canale, esercitando la loro azione su tutta la circonferenza del canale. Inoltre, l'eliminazione delle interferenze giova alla sensibilità tattile dell'operatore, che altrimenti risulterebbe inficiata dall'attrito del gambo con il tessuto duro;
5. fornire un supporto stabile all'otturazione provvisoria, in modo da sigillare ermeticamente una medicazione. Essa non deve sprofondare in camera, perciò la cavità deve avere una forma contenitiva, con una svasatura imbutiforme delle pareti, cioè deve risultare allargata in direzione della superficie oclusale;
6. avere sempre quattro pareti: per garantire stabilità all'uncino e il corretto posizionamento della diga di gomma, per aver punti di riferimento stabili e ripetibili per gli stop in gomma

degli strumenti canalari, per mantenere la cavità irrorata dalla maggior quantità possibile di irrigante e per favorire la stabilità dell'otturazione provvisoria.

Da un punto di vista operativo la cavità d'accesso prevede alcuni momenti chiave, suddivisibili concettualmente a livello dell'altezza coronale:

- nel terzo coronale si individua il disegno della cavità sulla superficie oclusale, che verrà valutato anche in relazione all'immagine radiografica, consentendo l'acquisizione di informazioni anche sull'estensione in senso corono-apicale della camera per evitare perforazioni iatrogene;
- nel terzo medio si entra nella camera, con la rimozione del tetto della camera e la seguente sensazione di caduta nel vuoto, qualora la camera abbia un'altezza sufficiente. L'approccio sarà differente a seconda che si parli di camera pulpare normale (con dimensione verticale pari o superiore a 2 mm), ridotta (con altezza inferiore a 2 mm) oppure di camera pulpare assente o calcificata (nella quale la camera risulta esser allo stesso livello del pavimento);
- nel terzo apicale si localizzano gli orifizi canalari.

Al fine di reperire gli imbocchi canalari, oltre all'ispezione del pavimento, con l'ausilio di una sonda endodontica, può esser utile tenere a mente alcune leggi descritte da Krasner e Rankow (2), desunte dall'analisi di 500 denti permanenti:

1. *law of color change*: il pavimento della camera pulpare è sempre più scuro rispetto alle pareti;
2. *law of orifice location 1*: gli orifizi dei canali radicolari sono sempre localizzati alla giunzione tra la parete e il pavimento camerale;
3. *law of orifice location 2*: gli orifizi dei canali radicolari sono localizzati agli angoli della giunzione parete-pavimento;
4. *law of orifice location 3*: gli orifizi dei canali radicolari sono localizzati al termine delle linee di sviluppo di fusione delle radici;
5. *law of symmetry 1*: gli orifizi dei canali sono equidistanti dalla linea disegnata in direzione mesio-distale attraverso il pavimento della camera pulpare, ad eccezione dei molari mascellari;
6. *law of symmetry 2*: ad eccezione dei molari mascellari, gli orifizi dei canali giacciono su una linea perpendicolare a una linea tracciata in direzione mesio-distale che passa attraverso il centro della camera pulpare.

La fase di rifinitura della camera pulpare, qualora si ritenga necessaria, richiede strumenti adeguati, tali da permettere il perfetto controllo e la massima precisione: gli inserti ad ultrasuoni sono particolarmente indicati poiché consentono un'ottima visibilità abbinata a una buona capacità di taglio. Permettono il raccordo tra la parete e il pavimento a livello degli imbocchi e la rimozione controllata delle interferenze coronali, nonché dei setti intracanalari e delle possibili calcificazioni.

1.1.2. Accesso alla camera pulpare minimamente invasivo

Il pensiero scientifico va incontro ad un progresso continuo, così anche l'approccio alla cavità di accesso ha subito un'evoluzione. Esser minimamente invasivi non significa perseguire una moda, ma è un'adesione all'innovazione scientifica, che mette a disposizione dell'endodonzia

molteplici tecnologie, quali gli strumenti in NiTi, estremamente flessibili, e sistemi di magnificenza (3).

Un dente trattato endodonticamente può andar incontro ad alcuni spiacevoli fallimenti. Vire (4) esaminò 116 denti, precedentemente devitalizzati, estratti e classificati in base alla tipologia di fallimento, inquadrando 4 classi di fallimenti: restaurativi, parodontali e di origine endodontica. Tra questi, 69 elementi (il 59,4%) sono stati estratti a seguito di fallimento restaurativo (estratti per l'impossibilità di assicurare un duraturo restauro), in cui si includono, in ordine di frequenza, le fratture delle corone naturali e artificiali, le fratture della radice, le fratture traumatiche ed i restauri patologici. Per fallimenti parodontali sono stati estratti 37 denti (32%), mentre per fallimento endodontico, solamente 10 elementi (8,6%).

In uno studio più recente, Touré *et al.* (5) hanno analizzato la scelta dell'estrazione di elementi andati incontro a terapia canalare: lo studio si basava su 119 elementi estratti di cui il 40,3% furono estratti per malattia parodontale, il 19,3% per fallimento endodontico, il 13,4% per frattura verticale radicolare, 15,1% per frattura coronale, 5,2% per carie non restaurabile, il 4,2% per perforazioni iatrogene e stripping, lo 0,8% per problematiche protesiche e 1,7% per distruzione totale della corona.

Vi è accordo in letteratura che per minimizzare il rischio di frattura dell'elemento è consigliata una rimozione minima della struttura dentaria sana durante la preparazione della cavità di accesso, l'alesatura (o sagomatura) dei canali, la possibile preparazione del *post-space* e il restauro coronale (6).

Per garantire caratteristiche biomeccaniche adeguate, stando a Clark e Kadhemi (7), è necessaria la preservazione della massima quantità di dentina e smalto per rafforzare l'elemento trattato endodonticamente. In particolare, non c'è alcun materiale o tecnica in grado di compensare la struttura dentaria persa in aree cruciali come la dentina pericervicale, ossia la dentina prossima alla cresta ossea. Nei molari risulta importante conservare la struttura inorganica sana sita 4 mm inferiormente e 4 mm superiormente alla cresta alveolare, la quale ha lo scopo di determinare l'effetto ferula e aumentare la resistenza alla frattura. Dunque, la minima invasività si correla positivamente alla resistenza biomeccanica, migliorando la funzione e la sopravvivenza dell'elemento dentario a lungo termine.

Lang *et al.* (8) riportano che una cavità d'accesso che prevede l'intera rimozione del tetto della camera pulpare determina una maggior deformabilità dell'elemento, mentre la rimozione di dentina dal muro dei canali radicolari non esita in un aumento della deformabilità apprezzabile. In ogni caso, come rilevato da Panitvisai *et al.* (9) la deflessione delle cuspidi aumenta proporzionalmente all'estensione dell'accesso alla camera pulpare.

Il disegno della cavità endodontica tradizionale (*Traditional Endodontic Cavity*, TEC), è rimasto tale per molti anni ed è stato associato con la minor resistenza dell'elemento dovuta alla rimozione della struttura dentaria sana, a cui consegue, come già descritto, un maggior rischio di frattura quando sottoposto ad un carico funzionale. Per ridurre il rischio significativo di frattura sono stati introdotti alcuni approcci differenti: cavità endodontica conservativa (*Conservative Endodontic Cavity*, CEC) e cavità endodontica ninja (*Ninja Endodontic Cavity*, NEC), i quali hanno dimostrato simile resistenza alla frattura che risulta superiore ai denti approcciati secondo i dettami tradizionali.

La CEC permette la conservazione di parte del tetto camerale, in particolare dei cornetti pulpari e della dentina pericervicale, un fondamentale elemento prognostico. È caratterizzata da un muro convergente occlusalmente e bisellato, la camera sarà così visualizzabile completamente solo attraverso differenti angolazioni. Mentre la cavità ninja, o ultra-conservativa, si prefigge l'obiettivo di localizzare gli orifizi con un'estrema preservazione della camera pulpare, senza intaccare i cornetti pulpari, con muri camerale convergenti e salvaguardia dello smalto occlusale.

Plotino *et al.* (10) utilizzando un campione di 40 molari e premolari estratti e suddivisi in 4 gruppi, hanno analizzato la resistenza dei denti preparati secondo le 3 tecniche appena descritte (TEC, CEC e NEC). Si è delineata la superiorità in tali termini delle preparazioni conservative e ultra-conservative, rispetto alla tecnica tradizionale. Non persisteva, tuttavia, una significativa differenza tra le tecniche ultra-conservative e conservative.

Indubbiamente approcci così conservativi permettono di risparmiare il tessuto minerale sano, ma possono presentare alcune problematiche di non semplice gestione che possono complicare il successo a lungo termine:

- L’approccio conservativo deve sempre esser abbinato a un corretto aspetto biologico. Neelakantan *et al.* (11) attraverso uno studio in vitro affermarono che tra la TEC e un approccio ultraconservativo, noto come *orifice-directed endodontic cavity*, vi è una notevole differenza in merito alla quantità di tessuto pulpare residuo, con il *debridement* della camera pulpare rivelatosi significativamente peggiore nella tecnica ultraconservativa.
- Rover *et al.* (12) affermarono che tra TEC e CEC vi è il concreto rischio di mancato reperimento dei canali, mentre la percentuale di aree canalari non strumentate non differiva in maniera rilevante.
- Alovizi *et al.* (13) dimostrarono che tra TEC e CEC vi è una notevole differenza nel rispetto dell’anatomia radicolare, grazie all’assenza di interferenze la TEC risulta preservare in maniera migliore l’anatomia originaria nell’alesatura, in particolare a livello apicale.
- L’irrigazione degli elementi con canali minimamente allargati rende difficile la penetrazione dell’irrigante, come evidenziato da Boveda *et al.* (14), può facilitare il fenomeno del *vapor lock*, o del *needle wedging*, oltre a complicare l’attivazione ultrasonica degli irriganti per la dissipazione dell’energia.
- Determinate tecniche di otturazione del sistema canalare possono risultare impraticabili a causa degli ostacoli fisici.

Risulta utile citare una revisione sistematica di Silva *et al.* in cui ci si interroga sull’impatto che una cavità endodontica contratta può avere sulla prognosi di un elemento dentale rispetto a una preparazione tradizionale: gli studi esaminati mostrano grande variabilità rispetto alla resistenza alla frattura, l’evidenza che supporti tali design cavitari rimane limitata e controversa (15).

Nel marzo 2022, Fu *et al.* (16) ha cercato di comparare le differenti proprietà meccaniche rispetto alla quantità di tessuto mineralizzato asportato durante la preparazione della cavità di accesso, tramite l’analisi ad elementi finiti di primi molari mandibolari. I gruppi scelti per lo studio sono stati preparati come segue:

- privo di accesso coronale;
- con accesso tradizionale (TradAC);
- con accesso conservativo (ConsAC);
- con *Straight-line Minimally invasive endodontic Access Cavities* (SMAC).

Sussequentemente, ha proceduto ad una scansione tramite micro-CT, sottoponendo gli elementi ad un carico in tre direzioni e simulando le condizioni funzionali dell’occlusione. Ha analizzato la quantità di tessuto rimosso e lo stress a livello cervicale, correlando i dati. La quantità di tessuto rimosso a livello coronale e nella dentina pericervicale era minore nella SMAC e ConsAC rispetto alla TradAC, così come gli stress in regione cervicale. Quindi si può concludere che la resistenza alla frattura di un elemento trattato secondo le tecniche minimamente invasive riduce la perdita tessuto mineralizzato e migliora la resistenza alla frattura dell’elemento stesso.

Un altro aspetto da valutare è la variazione della resistenza biomeccanica dell'elemento associata alla presenza di materiale da otturazione: Moore *et al.* (17) hanno studiato la resistenza alla frattura tra CEC e TEC in molari mascellari ricostruiti con materiale composito, concludendo che tra esse non vi sono evidenti differenze.

Comunque, la validità di tali dati risente della mancanza di una effettiva normalizzazione delle differenti tipologie di cavità. A tal fine uno studio di Isufi *et al.* (18) si è focalizzato sul determinare la quantità di smalto e dentina rimosso in differenti design cavitari. Per far ciò si è ricorsi alla micro-CT mediante scansioni preoperatorie e postoperatorie. La percentuale di volume di tessuto mineralizzato rimossa si è mostrata inferiore al 6% nelle cavità di accesso ultra-conservativa, fino al 15% nella cavità di accesso conservativa e oltre il 15% nella cavità di accesso tradizionale, consentendo la standardizzazione delle preparazioni.

2. LEGA NICHEL-TITANIO E ALESAGGIO CANALARE

La scoperta della lega Nichel-Titanio (NiTi) è stata senza dubbio un'importante innovazione che ha permesso lo stravolgimento dei capisaldi dell'endodonzia nel secolo scorso.

La storia della lega NiTi inizia nel 1958 quando Buehler, un metallurgo del *Naval Ordinance Laboratory*, completata la sua ricerca in merito ad alcune leghe a base di ferro e alluminio, si dedicò allo studio della lega equiatomica nichel e titanio, che nominò *Nichel Titanium Naval Ordinance Laboratory* (da qui il nome alternativo "NITINOL" per la lega NiTi). Egli, astutamente, ne intuì la potenzialità fondendo delle barrette e lasciandole raffreddare. La loro caduta a terra dimostrava le differenti proprietà a seconda della temperatura: le più fredde avevano capacità di smorzamento elevate, producendo un suono sordo, mentre le più calde risuonavano come una campana (ciò significa che a seconda della temperatura variano le proprietà fisiche della lega) (19).

La lega NiTi fu poi introdotta in odontoiatria: dapprima in ortodonzia, mentre nel 1975 fu proposta da Civjan (20) come componente di strumenti manuali o rotanti taglienti. Nel 1988 Walia *et al.* (21) fecero produrre delle lime (o *file*) manuali in NiTi di diametro 0,15 mm in punta, a sezione triangolare, ricavandoli da fili ortodontici e confrontandone le caratteristiche con i K-file. La lega NiTi risultò caratterizzata da un basso modulo di elasticità, una maggior resistenza alla frattura torsionale e una maggiore flessibilità.

Nel 1992 fu commercializzato il primo strumento rotante in NiTi, con conicità pari a 0,02 mm/mm (ossia lo strumento aumenta di 0,02 mm il suo diametro ad ogni mm in direzione del suo gambo), disegnato da Mc Spadden. Successivamente vennero introdotti una serie di strumenti rotanti in NiTi, tra cui la sistematica dei proFile con conicità 0,04 mm/mm e poi 0,06 mm/mm, con i quali sovvertì il paradigma tradizionale della conicità 0,02 mm/mm, i *Light Speed*, i *Quantec* e infine i *Greater Taper*, i quali oggi hanno una grossa valenza storica (22-26).

Da qui in poi l'evoluzione degli strumenti in NiTi ha destato un enorme interesse da parte delle aziende e oggi sono disponibili, merceologicamente, molteplici tipologie di strumenti, differenti per disegno, sezione, diametri, conicità e struttura.

2.1. Proprietà della lega NiTi

La lega NiTi è una lega equiatomica costituita dal 55% in peso di nichel e dal 45% in peso di titanio. Ad essa può esser aggiunto cobalto in sostituzione di piccole percentuali di nichel (<2%) per variare le proprietà fisiche in maniera rilevante, poiché anche minime alterazioni nella composizione comportano importanti cambiamenti. Il termine generico di tali leghe è 55-NITINOL.

Principalmente le sue caratteristiche dipendono da una trasformazione di fase in stato solido reversibile.

La lega NiTi, o NITINOL, si ritrova in differenti fasi cristalline in dipendenza di temperatura e stress, a seconda della convenienza termodinamica: ad alte temperature assume una struttura a reticolo cubico a corpo centrato, denominata austenite, fase genitrice o fase B2, mentre a basse temperature spontaneamente si trasforma in una struttura cristallina monoclinica, la martensite, fase figlia o fase B19'. Viene descritta una terza fase, detta *R-Phase* o fase B19, con struttura cristallina ortorombica, una fase intermedia che non sempre si può trovare durante la trasformazione martensitica.

Difatti, essa può avvenire direttamente, ossia la trasformazione B2-B19', oppure passando attraverso la fase intermedia, B2-B19-B19' (27).

Le temperature di transizione sono associate alla trasformazione da martensite ad austenite e da austenite a martensite e si definiscono così 4 temperature:

- Af: temperatura di fine austenite, oltre la quale tutta la lega è composta da austenite;
- As: temperatura di inizio austenite, al di sopra della quale inizia la trasformazione da martensite ad austenite;
- Ms: temperatura di inizio martensite, al di sotto della quale inizia la trasformazione da austenite a martensite;
- Mf: temperatura di fine martensite, che designa il limite di temperatura inferiormente al quale si trova tutta martensite.

L'evidenza della trasformazione si ebbe con gli studi di Otzuka *et al.* (28) e di Sandrock *et al.* (29), confermando la sua natura termoelastica.

La trasformazione è definita reversibile e istantanea, può avvenire a seguito di cambiamenti termici oppure a seguito dell'applicazione di stress (martensite indotta da stress o *Stress Induced martensite*) ed è ciò che determina le caratteristiche del NITINOL. Esso mostra significativi cambiamenti nel modulo di elasticità, limite elastico e resistività elettrica quando si trova nel range di temperatura di trasformazione (*Temperature Transformation Range, TTR*). La martensite si presenta tipicamente geminata, va incontro a un processo di *detwinning* a seguito dell'applicazione di forze di taglio e si dimostra più duttile rispetto alla fase austenitica.

La rimozione dello stress determina l'immediato ritorno alla fase austenica della martensite indotta da stress, poiché a temperatura ambiente la martensite non è termodinamicamente stabile.

Il riscaldamento della lega al di sopra dell'intervallo della temperatura di trasformazione reversibile causa la trasformazione inversa così da ripresentare le proprietà tipiche della fase austenitica.

La trasformazione martensitica determina:

- il cambiamento volumetrico, associato alla trasformazione di fase;
- l'incremento dello sforzo si stabilizza, nonostante la progressiva deformazione;
- il ritorno elastico (*springback*) a seguito della diminuzione o rimozione dello stress senza una permanente deformazione, con ritorno alla precedente forma e alla fase austenitica.

Buona parte dei metalli dimostrano proprietà elastiche entro certi limiti, definite dalla legge di Hooke: la deformazione è proporzionale alla forza che agisce sul materiale.

Sebbene i metalli possano esser deformati fino allo 0,1-0,2% al di sotto del limite elastico, la lega NiTi dimostra di sopportare grosse deformazioni, fino all'8%, senza che subentrino deformazioni plastiche.

Per Thompson (30) le proprietà della lega NiTi sono associate al cambiamento di stato in fase solida, dunque alla trasformazione martensitica, indotta da una diminuzione di temperatura o a seguito dell'applicazione di uno stress, in cui si verifica una modificazione della struttura cristallina, perciò un cambiamento puramente fisico.

Tale lega rientra tra le leghe a memoria di forma (*Shape Memory Alloy, SMA*): l'effetto a memoria di forma è l'abilità della lega di recuperare completamente la sua forma originale grazie alla trasformazione da martensite ad austenite. È caratterizzata anche dalla super-elasticità, ossia la capacità di un materiale di mantenere costante lo sforzo, nonostante la deformazione aumenti fino a un certo *range*.

Tale proprietà è associata alla trasformazione martensitica, in cui lo sforzo rimane costante, fin tanto che tutto il NITINOL non è andato incontro a conversione in fase martensitica. Dunque, esso può andare incontro a notevoli deformazioni senza incorrere in modificazioni plastiche.

Tra le SMA, il NITINOL spicca per un'elevata biocompatibilità e resistenza alla corrosione, dovuta alla passivazione del titanio, nonché da un'aumentata resistenza alla frattura ciclica e torsionale.

Come dimostrato da Walia *et al.* (21), seppure tale lega si presenti maggiormente resistente alla frattura, molti studi hanno messo in luce la tendenza alla separazione dello strumento. Sattapan *et al.* (31) hanno rilevato la frattura del 21% di 378 strumenti endodontici scartati, dopo un regolare utilizzo clinico; invece, su 7159 strumenti rotanti scartati; Parashos *et al.* (32) hanno riportato un'incidenza di frattura più bassa, pari al 5%. Infine, nell'articolo di Alapati *et al.* (33), la tendenza alla frattura di 822 strumenti scartati era simile allo studio citato in precedenza, ossia 5,1%; mentre Arens *et al.* (34) hanno riportato che su 786 rotanti nuovi si fratturavano lo 0,9%, solamente in canali caratterizzati da anatomie endodontiche abbastanza ostiche. Come descritto da Pedullà *et al.* (35), tali strumenti incorrono a frattura a seguito di due condizioni: stress torsionale e fatica ciclica. La frattura del *file* dovuta a fatica ciclica è associata a ripetuti cicli di tensione e compressione, oltre a essere maggiormente connessa a un'anatomia canalare curva.

Lo stress torsionale è generato dalla rotazione di un *file* attorno al suo asse longitudinale, stante l'impegno della parte apicale dello strumento, e si rileva soprattutto nella sagomatura dei canali stretti.

I fattori che influenzano la resistenza alla frattura ciclica e torsionale sono:

- la temperatura;
- il diametro e la conicità dello strumento;
- l'anatomia endodontica;
- la tipologia di movimento rotatorio.

La temperatura, in seguito al suo aumento, ha un impatto sulla diminuzione della resistenza alla fatica ciclica. Plotino *et al.* (36) hanno affermato come la lega di NiTi convenzionale mostri tale riduzione, a confronto con le leghe trattate termicamente caratterizzate da un incremento generale della resistenza. Anche Grande *et al.* (37) hanno analizzato l'influenza della temperatura su vari strumenti rotanti. Essi sono stati testati in azione a due differenti temperature (20°C e 35°C): il risultato ha messo in evidenza l'incremento della resistenza alla fatica ciclica quando tali strumenti si trovano a basse temperature.

Il diametro e la conicità dello strumento sono inversamente proporzionali rispetto alla resistenza alla fatica ciclica (38).

L'anatomia endodontica, con la presenza di eventuali curvature, è in grado di generare aumenti dello sforzo tensile sulla superficie dello strumento riducendone la resistenza alla fatica ciclica (39).

Per quanto riguarda l'influenza del tipo di movimento dello strumento rotante, Pedullà *et al.* (40) hanno testato 4 strumenti rotanti di cui due con movimento reciprocante e due indicati per la rotazione continua. Questo studio ha evidenziato che la resistenza alla fatica ciclica è significativamente migliore quando si utilizza un movimento reciprocante (41).

In conclusione, l'introduzione della lega NiTi ha corretto alcune problematiche legate alla strumentazione manuale in acciaio: è emblematico il maggior rispetto delle anatomie canalari curve, mantenendo centrato l'alesaggio del canale e diminuendo l'*apical zip*, conseguente alla forza di restauro dello strumento (*restoring force*) (42, 43).

2.1.1. Lega NiTi convenzionale e l'*electropolishing*

La lega NiTi è entrata a gamba tesa sul mondo dell'endodonzia, stravolgendone l'approccio grazie a un impatto rivoluzionario.

Perciò il settore della ricerca scientifica è volto al miglioramento delle proprietà meccaniche degli strumenti al fine di garantire la sicurezza e ottimizzare le prestazioni cliniche nelle fasi di sagomatura e detersione del sistema endodontico (44).

La lega convenzionale presenta una temperatura di fine austenite che si aggira al di sotto della temperatura corporea (45), caratterizzata da una lega in fase austenitica.

Il processo produttivo sembra portare a difetti che possono influenzare la resistenza alla frattura, alla corrosione e alla capacità di taglio (46, 47).

Nel 1999 un'azienda svizzera introdusse l'*ElectroPolishing* (EP), un trattamento finale della lega NiTi che sfrutta un processo elettrochimico, in grado di rimuovere materia da un metallo, rendendo la superficie più liscia, lucente e pulita, riducendo le irregolarità, i crack e gli stress residui ascrivibili al processo di produzione.

Questo dovrebbe incrementare la resistenza alla frattura e alla corrosione nonché la capacità di taglio, come proposto da Bonaccorso *et al.* (48).

Anderson *et al.* (49) confrontarono nel 2007 la resistenza alla fatica ciclica e torsione, comparando strumenti trattati con EP e senza EP, di diametro ISO 30 e conicità 0,04 mm/mm.

Gli strumenti trattati con EP hanno mostrato una migliore resistenza alla fatica ciclica; tale beneficio è da attribuire alla riduzione delle irregolarità superficiali che a loro volta diminuiscono la concentrazione di stress e l'inizio di crack.

Anche Lopes *et al.* (50) nel 2016 hanno appurato che il numero dei cicli per portare lo strumento alla frattura era maggiore negli strumenti che erano stati sottoposti ad *electropolishing* rispetto a quelli che non avevano subito tale trattamento.

2.1.2. Lega *M-Wire* e lega *R-phase*

La lega *M-Wire* è stata introdotta nel 2007, composta da NITINOL 508 (55,8% di nichel e 44,2% di titanio in peso). Tale lega era ottenuta grazie a un trattamento termico unico, a varie temperature, effettuato prima che lo strumento fosse prodotto.

A temperatura ambiente si ritrova sia *R-phase*, sia la fase martensitica e austenitica poiché la temperatura di fine austenite è a 43-50°C; tale compresenza comporta una maggior resistenza alla fatica ciclica e flessibilità rispetto alla lega NiTi convenzionale (51).

La migliorata flessibilità della lega *M-Wire* è attribuibile alla presenza della *R-phase* e della fase martensitica che mostrano infatti un modulo elastico di Young minore rispetto alla fase austenitica. Pereira *et al.* (52) analizzando un grafico sforzo-deformazione individuarono un fenomeno indicante la formazione di *R-phase* indotta dallo stress, prima della formazione di *Stress Induced martensite*, che determina un modulo elastico iniziale inferiore.

Inoltre, nel *M-wire* è necessario un minor stress per determinare la trasformazione martensitica rispetto alla lega NiTi convenzionale.

Infine Johnson *et al.* (53), Gao *et al.* (54) e Braga (55) concordano nel ritenere la *M-wire* più resistente alla fatica ciclica, grazie a una minore tendenza alla formazione dei *crack*.

Nel 2008 venne poi introdotta una nuova lavorazione della lega NiTi da un'azienda americana, la lega *R-phase*. Gli strumenti prodotti mediante il trattamento termico *R-phase*, avendo un basso modulo di elasticità, diventano più facilmente deformabili plasticamente consentendo quindi il processo di *twisting*.

Successivamente gli strumenti vengono sottoposti a uno speciale trattamento di superficie (56) e, infine, riconvertiti a fase austenitica grazie a ulteriori trattamenti termici, con il mantenimento della nuova forma.

La temperatura di fine austenite della lega *R-phase* è intermedia tra i 18-25°C, manifestando uno strumento con comportamento superelastico dovuto alla composizione principalmente austenitica in ambiente orale (57).

Gli strumenti *R-phase* si sono rivelati essere maggiormente resistenti alla fatica ciclica e flessibilità rispetto agli strumenti in NiTi non sottoposti a trattamenti termici (58-61).

La flessibilità di tali strumenti consente di mantenere centrata la preparazione del canale con minor rischio di trasporto canalare rispetto ai rotanti in NiTi convenzionale (62, 63).

Il problema di tale lega è la diminuzione del massimo torque quando viene comparato alla lega NiTi convenzionale e al *M-Wire*: Elsaka *et al.* (64) studiarono la resistenza torsionale di tre strumenti mostrando come la resistenza torsionale di strumenti in *R-phase* fosse inferiore ad altri strumenti non-*R-phase*.

2.1.3. Leghe martensitiche

La lega NiTi martensitica è più morbida e duttile rispetto all'austenite, e quindi oltre a esser facilmente deformabile è rappresentativa del fenomeno dello *Shape Memory Effect* qualora venga riscaldata. Per ottenere leghe in fase martensitica serve innalzare il range di temperatura di trasformazione, poiché al di sopra della temperatura di fine austenite si ha solamente la fase austenitica.

La martensite geminata (denominata *twinned*) può andare incontro a una deformazione plastica dovuta allo stress (il processo di *detwinning*), si parla perciò di riorientamento della martensite. Gli strumenti in fase martensitica vengono definiti pseudoplastici, poiché il semplice riscaldamento gli consente di recuperare la forma iniziale.

L'introduzione della *Controlled Memory Wire (CM-Wire)* è avvenuta nel 2010. È la prima lega che non possiede la proprietà superelastica né a temperatura ambiente né a livello orale (65). Tale lega possiede una migliore flessibilità grazie al riorientamento martensitico che risulta facilitato dalla necessità di un minore stress per indurre la trasformazione. Secondo Shen *et al.* (66), la temperatura di fine austenite (circa 47-55°C) risulta superiore della temperatura che si ritrova a livello intracanalare. Iacono *et al.* (67) notarono come nella lega *CM-Wire* la temperatura di fine austenite variasse a seconda dell'utilizzo: per gli strumenti usati era di 54-61°C, mentre per i nuovi era di 32-37°C. L'analisi di tali rotanti tramite diffrazione a raggi X (*X-Ray Diffraction*, o XRD) ha messo in evidenza la presenza nella lega a temperatura ambiente di piccole quantità di *R-phase*, con austenite e martensite, sia negli strumenti utilizzati che nuovi. L'aumentata flessibilità viene correlata con la diminuzione della capacità di taglio, ma come sostenuto da Morgental *et al.* (68) la capacità di taglio in azione laterale di strumenti *CM-Wire* risulta superiore rispetto ad altri non-*CM-Wire*.

In tale studio si è anche messo in evidenza che una velocità di rotazione maggiore (500 rpm contro 250 rpm) corrisponde a un'aumentata efficienza nel taglio. Non si è verificato, nel caso di strumenti *CM-Wire*, una riduzione nel trasporto canalare rispetto agli strumenti in Nichel-Titanio superelastici (*R-phase*, *M-Wire* e NiTi convenzionale), nonostante un significativo aumento della flessibilità (69, 70).

Infine, tali strumenti denotano una maggiore resistenza alla fatica ciclica rispetto agli *M-Wire* e a quelli in NiTi convenzionale (71).

Un'evoluzione della *CM-Wire* si ebbe con l'introduzione della lega *Electrical Discharge Machining (EDM)*, un processo produttivo che comporta una maggior durezza della superficie dello strumento rotante incrementando la resistenza alla frattura ciclica e l'efficienza di taglio.

In tali strumenti le temperature di trasformazione si sono rivelate maggiori rispetto a quelle degli strumenti in *CM-Wire*, indicando una variazione nelle fasi della lega. Gli strumenti in EDM mostrano una resistenza alla fatica ciclica incrementata rispetto agli strumenti in *CM-Wire*, *M-Wire* e in NiTi convenzionale (72), mentre la flessibilità è risultata simile agli strumenti in *CM-Wire* (73). Inoltre, lo strumento in EDM è in grado di mantenere centrata la preparazione del canale (74), rispettando l'anatomia originaria, e possiede una torque minore alla frattura rispetto agli *M-Wire* (75).

Nel 2011 è stata introdotta una nuova lega: la lega *Blue*. Il colore blu è determinato dalla deposizione di uno strato di ossido di Titanio sulla superficie a causa del trattamento termico a seguito del processo di produzione. Gli strumenti in lega *Blue* sono caratterizzati dal *controlled memory effect*, da un'aumentata flessibilità e resistenza alla fatica ciclica (76), ma una minor durezza se comparati ai predecessori. Shen *et al.* (77) rilevano che la temperatura di fine austenite è 36,2-38,5°C, sia per i file usati che per i nuovi, mentre la temperatura di inizio martensite era circa 31°C.

Queste leghe blu mostrano una durezza superficiale Vickers minore degli *M-Wire*, come messo in luce da De Deus *et al.* (78) grazie al confronto tra strumenti reciprocanti in *M-Wire* e reciprocanti in lega *Blue*, che confermò comunque la migliore flessibilità e resistenza alla fatica ciclica.

Un altro trattamento termico capace di modificare il colore è il *Gold*. Negli strumenti in lega *Gold* la temperatura di fine austenite è circa 50°C (79), dunque costituiti principalmente da martensite e *R-phase* a temperatura ambiente.

Sia il trattamento termico *Gold* che il trattamento *Blue* conferiscono agli strumenti un aumento della flessibilità e della fatica ciclica se comparati alla lega NiTi convenzionale e *M-Wire*, superata unicamente dal trattamento EDM, e permettono di ottenere geometrie centrate nella preparazione del canale. Inoltre, sono caratterizzati da una torque massimo superiore a strumenti in NiTi convenzionale e EDM (80).

L'introduzione da parte di un'azienda svizzera di una nuova lega, il *MaxWire* (*martensite-austenite-electropolish-fileX*), ha suscitato grosso interesse nei ricercatori. Il *MaxWire* sfrutta l'effetto memoria di forma e la super-elasticità. Tali strumenti, secondo la casa produttrice, si caratterizzano per una flessibilità e una resistenza alla fatica ciclica notevoli, oltre alla capacità di progredire nei canali in modo facile e agile, dilatandosi e contraendosi in funzione della morfologia canalare. Tali strumenti risultano in stato martensitico a temperatura ambiente, mentre all'interno dei canali, dove la temperatura è più elevata subiscono la trasformazione di fase, cambiando geometricamente la loro forma.

In uno studio di Silva *et al.* (81) questo strumento si è rivelato più resistente alla fatica ciclica, seppur meno resistente alla frattura torsionale rispetto a uno strumento disassato.

2.2. Concetto di dimensione apicale e limitazione dello *shaping*

La presenza di microrganismi all'interno degli spazi endodontici è ampiamente documentata e risulta correlata all'esito della terapia canalare (82, 83, 84). È necessaria la ricerca di protocolli di detersione e disinfezione tali da ridurre la carica batterica e migliorare la rimozione di tessuto pulpare vitale o necrotico (85).

La presenza di zone canalari difficilmente raggiungibili sia dagli strumenti che dagli irriganti è dettata dalla complessità anatomica degli elementi dentali come istmi, irregolarità, ramificazioni e canali secondari (86). Da questo punto di vista il controllo della placca batterica a livello della

regione apicale risulta fondamentale e, a tal fine, è fondamentale il controllo della lunghezza di lavoro (denominata *working length*): Grove (87) ritenne che il limite apicale dovesse coincidere con la giunzione cemento-dentinale. Ricucci *et al.* (88) affermarono come tale area fosse molto ampia e variabile e che la costrizione apicale (89) rappresentasse la regione ideale dove porre il limite apicale dell'alesatura e dell'otturazione.

La descrizione istologica di Kuttler (90) ha messo in luce la differenza morfologica e spaziale tra forame apicale, costrizione apicale e apice anatomico, rilevando che la distanza tra la giunzione cemento-dentinale e il centro del forame apicale è mediamente pari a 0,524 mm, mentre la distanza tra apice anatomico e costrizione apicale può variare da 0,07 mm a 2,69 mm (91), con una media pari a 0,89 mm.

Il metodo più affidabile a oggi per stabilire la lunghezza di lavoro è rappresentato dall'utilizzo del rilevatore elettronico d'apice a cui va aggiunta la conferma radiografica (92).

Va sempre tenuto conto della complessa morfologia apicale e della possibile presenza di biofilm. La dimensione a livello della costrizione apicale varia tra 0,25 mm e 0,35 mm (93), sebbene sia impossibile limitarsi a tale concetto: Weiger *et al.* (94) riportano che allargando la porzione apicale più di 0,40 mm oltre la dimensione originaria dell'apice nei canali distali dei molari mandibolari e palatali dei molari superiori comporta la preparazione dell'apice pari al 78% della morfologia originaria, mentre allargando di 0,30 mm oltre la dimensione originaria nelle radici vestibolari dei molari superiori e mesiali dei molari inferiori si raggiungeva il 72%. Arrivando a strumentare fino a 0,60 mm oltre la dimensione apicale si arriva a una completa preparazione apicale. Chiaramente tale approccio comporta un aumentato rischio di errori iatrogeni come perforazioni, zipping e formazione di gradini.

Per favorire la guarigione è opinione comune che vada ricercato il controllo dell'infezione: Mickel *et al.* (95) hanno inoculato 100 elementi monoradicolati con *Enterococcus Faecalis* e li ha strumentati con *file* di dimensioni maggiori una volta che ha raggiunto l'apice, osservando la diminuzione della carica batterica nelle preparazioni più ampie. La decisione circa la dimensione apicale da raggiungere deve tenere conto di molti parametri, tra cui la rimozione di fango dentinale (o *smear layer*), l'estrusione di detriti e il dolore post-operatorio. Il *debridement* con *file* apicali di dimensioni maggiori si rivelò più efficace, con maggiore rimozione di *smear layer* (96).

Il dolore post-operatorio non è gravato apparentemente dal mantenimento della pervietà apicale, anche se determinati studi mettono in risalto istologicamente la presenza di una reazione infiammatoria acuta (88). D'altro canto, la riduzione dei residui di tessuto necrotico a livello apicale incoraggia questa pratica clinica, migliorando l'irrigazione a livello del terzo apicale (97) e l'eliminazione dei batteri.

L'estrusione apicale di detriti si è invece rilevata minore in preparazioni *crown-down* con conicità ridotte rispetto a conicità maggiori e lavorando per l'intera lunghezza (98). Ai fini di una corretta preparazione apicale va sempre fatto riferimento al *visual gauging*, o misurazione visiva (99), dove è il clinico a decidere la dimensione finale del limite apicale della preparazione che è dettato dall'ispezione della punta dello strumento alla ricerca della tipologia di materiale asportata:

- la rilevazione di detriti rosa o rossi significa l'insufficiente preparazione apicale per la presenza di residui pulpari;
- una scarsa presenza di detriti a livello apicale presuppone anch'essa una preparazione non ancora sufficiente;
- la presenza di detriti giallo-brunastri nei denti necrotici sulla punta dello strumento rimanda a una dentina infetta, che richiede ulteriore allargamento;

- la presenza di detriti biancastri negli ultimi 2 mm apicali conferma la lavorazione su dentina sana, seppur possa non esser circonferenziale a livello apicale;
- la presenza di detriti puliti di dentina negli ultimi 3-4 mm apicali risulta la preparazione apicale indicata per la presenza di dentina che viene tagliata, con buone probabilità, a 360°.

2.2.1. Conicità nel trattamento canalare

Il trattamento endodontico si basa sulla rimozione del tessuto vitale e necrotico a livello canalare e sulla creazione di uno spazio per permettere una corretta irrigazione e medicazione (100). La corretta alesatura facilita l'otturazione tridimensionale, preservando l'anatomia canalare originaria e l'integrità della morfologia apicale. Deve essere evitata l'invasione eccessiva dei tessuti peri-apicali, conservando la massima quantità di dentina possibile per assicurare una prognosi buona a lungo termine (101).

Schilder (102) ha descritto gli obiettivi della sagomatura canalare: deve essere un tunnel a conicità continua, dall'apice fino all'estremità coronale, il diametro trasverso del canale deve restringersi apicalmente, deve preservare la morfologia originaria del canale senza determinare trasporto del forame apicale che non deve esser allargato oltre la sua dimensione iniziale. Gli obiettivi biologici presuppongono il contenimento dell'alesatura a livello intra-canalare, l'assenza di estrusione di detriti dentinali e pulpari oltre il limite apicale, la rimozione completa dei tessuti pulpari e la creazione di uno spazio sufficiente alla detersione. La strumentazione meccanica aiuta il controllo della placca batterica, infatti, Byström *et al.* (103) attestarono una riduzione dell'infezione da 100 a 1000 volte in elementi dentali con polpa necrotica e parodontite apicale, solamente strumentati e irrigati con soluzione salina. La strumentazione rotante di 23 elementi dentali utilizzando solo soluzione fisiologica ha determinato la disinfezione in 13 casi (104).

Dunque, si denota una significativa riduzione della carica batterica, sebbene sia insufficiente al contenimento desiderato.

L'alesatura canalare dovrebbe favorire la detersione con l'incremento della conicità. Il problema principale è rappresentato dalla complessità dei canali radicolari con istmi, anastomosi e forme allungate che rendono vano l'allargamento del canale rispetto al mantenimento di conicità limitate (105, 106).

In ossequio al principio della minima invasività endodontica va evitata la non necessaria rimozione di dentina nel terzo medio e coronale del canale, che comporterebbe un indebolimento della struttura dentaria sana. Utilizzando i moderni sistemi di attivazione può essere garantita comunque un'ottima detersione nel terzo medio e coronale del canale con strumenti di conicità di 0,04 mm/mm e diametro in punta 0,20 mm (107).

In conclusione, è possibile ottenere un'ottima detersione del canale con conicità ridotte e un adeguato diametro canalare, bilanciando la rimozione di dentina non necessaria e il bisogno di raggiungere un'ottima detersione microbiologica.

2.2.2. Irrigazione canalare

Gli irriganti canalari hanno un grosso impatto sulla buona riuscita di una terapia canalare.

È possibile ottenere il successo clinico del trattamento nonostante la presenza del microbiota negli spazi canalari (108), infatti essi possono rimanere intrappolati nel sistema endodontico a seguito dell'otturazione tridimensionale del canale (109). Indipendentemente da ciò, l'obiettivo del trattamento endodontico primario deve essere la detersione e la disinfezione canalare, ossia la rimozione del tessuto pulpare vitale e necrotico, nonché dei microrganismi. Esse rappresentano

requisiti determinanti per il successo endodontico (110), oltre alla prevenzione della possibile reinfezione. I microrganismi possono entrare negli spazi endodontici attraverso varie vie: ad esempio tramite la presenza di pregresse lesioni cariose (111) oppure fratture coronali comunicanti con la polpa (112).

Inoltre, risulta utile differenziare se è presente polpa vitale o necrotica: la presenza di polpa vitale assicura una difesa da parte dell'ospite all'infezione, mentre la necrosi pulpale in presenza di radio-trasparenza peri-apicale rimanda alla presenza di microrganismi (113).

Il trattamento della polpa vitale dovrebbe mirare alla asepsi, prevenendo la colonizzazione batterica di spazi sterili.

Mentre nei casi di denti necrotici si ricerca l'antisepsi, ossia il tentativo di rimuovere tutti i microrganismi dagli spazi endodontici. I microrganismi sono in grado di sopravvivere nell'endodonto grazie allo sfruttamento del liquido essudatizio derivante dal parodonto e grazie alle restanti porzioni di tessuto pulpale (114).

Pertanto è comune rinvenire, nei denti necrotici e in denti con fallimento del trattamento endodontico primario, popolazioni microbiche nei pressi della regione apicale. In tali spazi i batteri possono organizzarsi in un biofilm, caratterizzato da un rivestimento polisaccaridico extracellulare, che li rende meno sensibili all'azione degli agenti antimicrobici rispetto ai batteri in stato planctonico (115).

2.2.3. Merceologia degli irriganti canalari

Le caratteristiche ideali di un irrigante sono (116):

- avere funzione detergente nei confronti del canale e lubrificante per gli strumenti, in modo da diminuirne l'attrito che sprigionerebbe a contatto con le pareti dentinali;
- essere in grado di mantenere i detriti in sospensione facilitandone la rimozione e di provvedere alla dissoluzione dei tessuti organici;
- avere un'azione antimicrobica e agire sul biofilm;
- esser privo di effetti citotossici e non danneggiare la struttura dentinale.

Dunque, un buon irrigante dovrebbe possedere: una buona bagnabilità, cioè una proprietà tipica di un materiale in fase liquida che indica quanta superficie a contatto con un solido può occupare (tanto maggiore è la bagnabilità, tanto più un irrigante può diffondersi tra le irregolarità del canale), una capacità di rimuovere lo *smear layer*, ossia il fango dentinale che si genera comunemente nell'azione dei rotanti, e un effetto battericida.

Per raggiungere certi livelli di detersione, sono stati testati varie tipologie di irriganti, come ad esempio l'ipoclorito di sodio e alcuni agenti chelanti.

L'ipoclorito di sodio (117) (NaOCl in soluzioni acquose da 0,5% a 5,25%) venne introdotto per la disinfezione delle ferite infette in concentrazioni pari a 0,5% e susseguentemente in endodonzia dal 1920 (118). Esso possiede la capacità di agire ad ampio spettro sui microbi: è un agente battericida, sporicida e virucida (119). Dissolve i tessuti organici necrotici più efficacemente rispetto ai vitali (120).

La concentrazione dell'ipoclorito di sodio desta numerosi dibattiti, stante la proporzionalità diretta tra tossicità, concentrazione e efficacia della soluzione (121).

L'utilizzo dell'ipoclorito al 5,25% è connesso con il rischio di significative irritazioni qualora sia spinto oltre i limiti anatomici dell'apice radicolare o, a seguito della mancanza di sigillo da parte della diga di gomma, venga a contatto con le mucose orali (122).

Tale concentrazione può anche diminuire il modulo di Young e lo sforzo alla flessione della struttura dentaria rispetto a un'irrigazione con soluzione fisiologica, mentre una al 0,5% non

determina alterazioni degne di nota (123). Ciò risulta associato all'azione proteolitica sul collagene dentinale.

Da esperimenti *in vitro* risulta sufficiente una soluzione all'1% a determinare la dissoluzione del tessuto necrotico (124). Infine, la riduzione del microbiota risulta simile sia in concentrazioni di NaOCl al 5,25% che al 0,5% (125).

Tra gli agenti chelanti l'EDTA (*EthyleneDiamineTetraacetic Acid*, acido etilendiaminotetracetico) e l'acido citrico hanno la finalità di eliminare i residui inorganici non rimossi da NaOCl (126). Pur non possedendo proprietà antibatteriche, rimuovono esclusivamente lo strato di *smear layer* depositato dall'azione meccanica degli strumenti rendendo di nuovo accessibili ai disinfettanti le pareti canalari. L'acido citrico risulta esser più potente alle stesse concentrazioni dell'EDTA, ma entrambi sono altamente efficaci nel rimuovere lo *smear layer* (127). Essi sono capaci di staccare il biofilm dalle pareti dentinali, confermando la superiorità nella disinfezione rispetto alla soluzione salina (128), nonostante un'attività antisettica limitata.

2.3. Limitazioni dell'alesatura e disinfezione canalare

Il trattamento endodontico è storicamente basato sul concetto di detersione chemio-meccanica e De Deus descrive l'illusione della sagomatura canalare, tramite l'analogia con l'"effetto iceberg" (129). Come nell'iceberg la porzione emersa e visibile rappresenta solo una frazione della porzione immersa, oggi vengono decantate le incredibili *performance* di sagomatura canalare e di elevata sicurezza degli strumenti endodontici, questi mostrano limiti importanti nel deficit del *debridement* meccanico, nella rimozione eccessiva di dentina sana e nell'accumulo di detriti tissutali mineralizzati contaminati.

Pertanto, la ricerca dovrebbe focalizzarsi nella ricerca delle migliori *performance* meccaniche tenendo conto delle necessità biologiche.

2.3.1. Deficit nel *debridement*

Una corretta preparazione meccanica idealmente ha il compito di sagomare l'intero perimetro canalare uniformemente, al fine di asportare quanto più tessuto molle e detrito dentinale contaminato dal biofilm batterico.

Qualora ciò non avvenisse, vi sarebbe il rischio di causare o mantenere la patologia periapicale (130, 131).

Hatton *et al.* (132) mostrarono la superficiale pulizia radicolare operata dagli strumenti in acciaio, dove solamente una piccola porzione di tessuto molle veniva rimossa. L'introduzione della micro-CT ha permesso di metter in evidenza tale problematica: De Deus *et al.* (133), comparando la quantità di superficie canalare non strumentata con differenti sistemi sia reciprocanti che a rotazione continua, dimostrarono che nessun sistema era in grado di trattare completamente l'intera superficie canalare.

Anche Versiani *et al.* (134) in maniera simile dimostrarono che né il *Self-Adjusting File* (SAF), una lima autoregolante, né strumenti reciprocanti, né a rotazione continua erano in grado di toccare tutte le pareti di canali ovali con particolare deficit nella parete linguale del terzo medio.

Si può affermare che l'efficacia della preparazione meccanica degli strumenti rotanti non permetta un ideale controllo dell'infezione e la rimozione dei detriti dal canale.

Pertanto, si può ritenere che i microrganismi che rimangono nel contesto delle pareti non preparate e tantomeno riempite da materiale da otturazione potrebbero dar luogo alla ricolonizzazione del lume canalare compromettendo l'esito positivo del trattamento (135).

2.3.2. Rimozione di dentina radicolare non necessaria

La quantità di sostanza mineralizzata presente al termine della terapia determina il successo a lungo termine dell'elemento dentale. L'alesatura si può definire invasiva per natura e una differente quantità di dentina viene rimossa a seconda della tipologia di strumenti impiegati.

L'obiettivo odierno è conciliare la preservazione della massima quantità di struttura dentale sana con la capacità di detergere correttamente gli spazi canalari.

Limitare eccessivamente a livello dimensionale la preparazione meccanica è tuttavia impossibile poiché si deve garantire la possibilità agli irriganti di accedere fino alla zona apicale.

Nuovi strumenti con differenti trattamenti termomeccanici e design geometrici vengono sviluppati per ottenere migliori performance nella preparazione dei canali radicolari con una minor spesa biologica.

Il SAF fu introdotto nel 2009 come proposta innovativa. Si presenta come uno strumento cilindrico vuoto derivante da uno *stent* in nichel-titanio con pareti comprimibili.

Il meccanismo si basa sull'adattamento dello strumento alle pareti canalari che gli permette di lavorare longitudinalmente e nella dimensione trasversa. Ciò consentirebbe in teoria una sagomatura in linea con i principi anatomici, mantenendo la forma originale del canale a spese di un'esigua porzione di dentina rimossa.

Un altro strumento, già discusso, fabbricato in lega *MaxWire* da un'azienda svizzera è in grado di contrarsi ed espandersi a seconda della temperatura, raggiungendo zone difficilmente raggiungibili da strumenti tradizionali con minimo sacrificio di dentina sana.

Al fine di massimizzare la conservazione della struttura mineralizzata, è stato recentemente introdotto "Gentle Wave" che consente di migliorare la detersione del sistema canalare grazie all'impiego di un ampio spettro di onde sonore. Tale dispositivo appoggiato alle pareti della camera pulpare invia, tramite la punta del manipolo, un flusso di onde multisoniche attraverso la soluzione irrigante, mentre l'eccesso è prontamente rimosso dalla suzione dello strumento. Ciò determina la creazione di onde che determinano la cavitazione idrodinamica; la formazione delle microbolle con la cavitazione permette la propagazione di un ampio spettro di frequenze acustiche che possono raggiungere l'irrigante lungo l'intero canale al netto di una minima preparazione.

È necessario affermare che anche tali sistematiche innovative comportano una rimozione non necessaria di una certa quantità di dentina sana.

Il SAF e il "Gentle Wave" richiedono una minima sagomatura degli spazi canalari, mentre lo strumento in *MaxWire* ha mostrato limiti del tutto simili ai sistemi reciprocanti e rotanti già in commercio: un'abbondante asportazione di dentina sana e un'eccessiva quantità di pareti non strumentate (136).

Possiamo concludere che anche le proposte di un'alesatura minimamente invasiva non sembrano avere un effetto significativo nella preservazione dentinale (137), correndo il rischio di compromettere l'adeguata detersione e disinfezione dei canali radicolari (138).

2.3.3. Detriti di tessuto duro accumulato

Lo *shaping* meccanico produce sempre una certa quantità di detriti dentinali nelle aree irregolari dello spazio canalare. Tale accumulo, denominato fango dentinale, è noto fin dagli studi degli anni '90 del secolo scorso mediante l'osservazione diretta alla microscopia ottica (139).

Come affermato da Paqué *et al.* (140), è interessante focalizzarsi sull'accumulo di detriti canalari a livello di istmi, irregolarità e ramificazioni canalari. La scansione degli elementi dentali mediante la micro-CT consente un'indagine non demolitiva prima e dopo l'alesatura e la detersione, permettendo mediante un apposito software la ricostruzione tridimensionale accurata.

La procedura valuta i detriti dentinali all'interno degli spazi canalari dopo la sagomatura mediante l'individuazione di pixel che prima erano occupati da aria (141).

I detriti di tessuto duro accumulato rappresentano la conseguenza dell'alesatura canalare e probabilmente risulta clinicamente più rilevante dello *smear layer*. Infatti, i detriti tissutali mineralizzati possono facilmente determinare la crescita del biofilm batterico isolandolo dalle procedure di detersione o riducendo l'attività antisettica delle soluzioni irriganti.

I primi studi della micro-CT sull'accumulo di detrito di tessuto duro riportano che:

- EDTA e *Passive Ultrasonic Irrigation* riducono l'accumulo di tessuto duro di circa il 50% (142);
- l'utilizzo di ipoclorito e di un chelante facilita la riduzione dell'accumulo (143);
- il SAF determina una minor riduzione del detrito di tessuto duro accumulato (*Accumulated Hard-Tissue Debris*, AHTD) negli elementi dentari contenenti un istmo rispetto all'alesatura convenzionale con irrigazione mediante aghi endodontici (144).

Come evidenziato le performance non ottimali delle attuali metodiche di *shaping* responsabilizzano in maniera decisiva l'irrigazione endodontica, facendo dipendere la qualità della detersione dall'azione fisico-chimica dell'irrigante.

Studi recenti in vitro hanno dimostrato che il biofilm rimane adeso alla superficie endodontica non toccata dagli strumenti per l'alesatura, coperto dai detriti duri accumulati. In tali situazioni è necessario che l'ipoclorito di sodio raggiunga le zone non toccate per dissolvere il tessuto necrotico e rimuovere il biofilm batterico.

La maggior sfida per gli irriganti è rappresentata dal raggiungimento delle aree endodontiche che non sono state preparate, con un adeguato volume e forze di taglio che consentano un contatto sufficientemente prolungato con il substrato.

La micro-CT valuta in maniera precisa la quantità di detriti rimossi dalle procedure di *shaping*, ma non è in grado di informarci sulle condizioni dei tessuti pulpari e sul biofilm adeso alle pareti. Pertanto, la micro-CT si basa sull'assunto che la dentina meccanicamente asportata porta con sé anche il biofilm batterico a essa adeso, nonché la polpa dentale. Permane un velo di incertezza in merito alla detersione da parte degli irriganti delle aree non intaccate dall'alesatura.

Come mostrato da Siqueira *et al.* (145) mediante il confronto tra microscopio elettronico e micro-CT, servendosi di 10 premolari mandibolari estratti con polpa necrotica e 11 molari mandibolari con polpa vitale, sagomati con reciprocanti con diametro ISO 25 e ISO 40 rispettivamente, con irrigazione di NaOCl 2,5%, le aree vergini del canale erano coperte da detriti e residui pulpari specialmente nella zona apicale.

Questo ci permette di constatare che le metodiche convenzionali di irrigazione non sono sufficienti a compensare la limitata performance di sagomatura degli strumenti oggi utilizzati.

2.4. Sagomatura in funzione della detersione canalare

Zehnder (146) nel 2006 indica che gli irriganti utilizzati per la detersione dei canali infetti dovrebbero essere maneggiati in maniera da sprigionare il pieno potenziale sul loro target. Così l'ipoclorito di sodio va utilizzato durante la sagomatura senza essere alterato dall'EDTA o dall'acido citrico, mantenendo i canali sempre riempiti da tale irrigante, per aumentare il tempo nel quale possa espletare la sua funzione. Ciò determina un giovamento anche alla strumentazione poiché il carico torsionale diminuisce (147) e l'efficienza di taglio degli strumenti manuali (148) risulta migliorata rispetto ad un ambiente asciutto. Il contatto con l'ipoclorito di sodio potrebbe

causare effetti negativi (149), ad esempio inducendo fenomeni corrosivi, ma il tempo in cui essi sono a contatto è talmente breve che non ci si deve aspettare tale evenienza (150).

Dopo ogni strumento risulta necessario irrigare il canale con copiosa quantità di ipoclorito, mentre al termine della procedura di sagomatura si può procedere all'irrigazione con EDTA o Acido Citrico: generalmente si consiglia un lavaggio di 1 minuto con 5-10 ml di agente chelante. Non bisogna comunque prolungare eccessivamente il tempo in cui il chelante è a contatto con la dentina perché si rischierebbe di indebolire la struttura dentale (151).

A seguito della rimozione del fango dentinale si può optare per un lavaggio finale con una soluzione antisettica (152). Zehnder sostiene l'importanza che anche soluzioni ad azione veloce, come NaOCl, richiedono un certo tempo affinché raggiungano il loro obiettivo. Peters *et al.* (153) sostengono che sebbene si parli di *Cleaning* e *Shaping*, sia più corretto l'inversione dei due termini, poiché essa riflette più fedelmente ciò che avviene nelle varie fasi dove l'allargamento dei canali dirige e facilita l'azione delle soluzioni irriganti.

Inoltre, come riportato da Haapasalo *et al.* (154), in denti dalle anatomie endodontiche semplici e canali larghi, dove l'alesatura richiede tempi tutto sommato brevi, l'irrigazione con NaOCl dovrebbe esser prolungata per permettere un'ottimale disinfezione e dissoluzione del tessuto necrotico.

Considerando, come descritto, le limitazioni dell'irrigazione basata sul NaOCl bisogna enfatizzare l'importanza che la qualità della detersione e della disinfezione endocanalare variano in funzione del tempo. A tutti gli effetti si sta creando un paradosso: i tempi richiesti per la sagomatura sono sempre più brevi, grazie ai nuovi strumenti capaci di tagliare rilevanti quantità di dentina velocemente, mentre è universalmente accettato che l'ipoclorito di sodio richiede tempistiche moderatamente lunghe per espletare il proprio compito. Dunque, un canale sagomato può non essere propriamente disinfettato e deterso, e si rende necessario introdurre il concetto importante di "*shaping for cleaning*": la preparazione della geometria canalare può consentire un risparmio in termini di tempo, che torna utile per aumentare l'efficacia della detersione e disinfezione.

La sagomatura del canale è oggi abbastanza veloce, mentre un'efficace irrigazione richiede tempistiche più lunghe. Il tempo risparmiato dalla prima fase può essere sfruttato nella seconda fase: l'ipoclorito di sodio deve raggiungere il pieno potenziale all'interno del microambiente canalare avvantaggiandosi anche dalle tecniche di irrigazione e dall'agitazione dell'irrigante.

Le nuove tecnologie sono in grado di superare le limitazioni della metodica tradizionale. La via tramite la quale è trasferita l'energia determina le caratteristiche del flusso, migliorando l'accesso e favorendo il rinnovamento della soluzione.

2.4.1. Tecnica di irrigazione manuale dinamica

La tecnica di irrigazione manuale dinamica (*Manual Dynamic Activation*, MDA) descrive l'azione compiuta dal clinico tramite un file manuale, uno spazzolino endodontico o un opportuno cono di guttaperca. La progressione in senso apicale di una lima manuale permette, tramite un movimento oscillatorio e verticale, il raggiungimento da parte dell'irrigante degli spazi canalari. Durante lo *shaping* l'utilizzo di un file per confermare la pervietà apicale è in grado di rinnovare l'ipoclorito in zona apicale e può ridurre la presenza di eventuali bolle d'aria.

L'utilizzo di un cono master di guttaperca dotato di un corretto *fit* al termine della sagomatura e agitato nel canale, come proposto da Matchou (155) quando non vi erano ancora nel mercato aghi specifici endodontici, consente alla soluzione di raggiungere l'intero canale radicolare.

La MDA è economica e facile, consente all'irrigante di lavorare sulle pareti dentinali e raggiungere la porzione apicale, facilitando il rinnovamento e riducendo il rischio di creare bolle d'aria (*vapor lock*) (156). Essa genera cambiamenti pressori nel canale durante i movimenti lungo

l'asse longitudinale del dente con creazione di un flusso turbolento. La presenza di un sottile spazio tra il cono e la dentina è importante per consentire il reflusso in direzione coronale del liquido. Il rischio maggiore è la sua estrusione apicale (157).

2.4.2. Irrigazione sonora ed ultrasonica

Le tecniche di irrigazione sonora e ultrasonica inducono l'agitazione o uno streaming acustico negli irriganti potenziandone l'efficacia (158). L'irrigazione sonora opera a frequenze tra 1 kHz e 6 kHz, ha un'ampia lunghezza d'onda e genera leggeri sforzi di taglio che si sono dimostrati efficaci nel *debridement* canalare. Sono presenti nel mercato svariati sistemi che sfruttano l'irrigazione sonora mediante punte polimeriche o sistemi che permettono di consegnare continuamente l'irrigante mediante flussi sonici grazie a strumenti cordless collegati a un'apposita siringa.

Urban *et al.* (159) nel 2017 hanno affermato che la detersione del canale decresce dal terzo coronale al terzo apicale e che l'EDDY® (una punta polimerica che viene montata su manipolesonico a aria compressa), l'irrigazione ultrasonica passiva (*Passive Ultrasonic Irrigation*, PUI) e l'EndoActivator (che consta di un manipolesonico rotante con apposito alloggiamento per punte polimeriche) rimuovono maggiori quantità di detriti rispetto all'attivazione manuale, ma PUI ed EDDY® mostrano i migliori *score* in merito alla rimozione di *smear layer*. Tali dispositivi sono in grado di rimuovere anche medicazioni intracanalari (160) e di migliorare le capacità di disinfezione (161) rispetto all'irrigazione convenzionale.

Gli ultrasuoni in endodonzia vennero introdotti nel 1957 da Richman (162), salvo poi essere modificati nell'utilizzo e introdotti nei protocolli di irrigazione. Gli inserti ultrasonici lavorano a frequenze tra 25 kHz e 30 kHz. L'irrigazione ultrasonica passiva si basa sulla trasmissione dell'energia acustica meccanica alla soluzione irrigante. La produzione di onde ultrasoniche produce la cavitazione e micro-correnti acustiche. Essa si è rivelata ideale nel migliorare la qualità finale della detersione (163, 164), raggiungendo spazi endodontici di difficile accesso alla strumentazione meccanica (165, 166) e riducendo la quantità di microrganismi rispetto alla tecnica tradizionale (167).

2.4.3. Self-adjusting file

Il *Self-Adjusting File* (SAF) ha il compito di performare una continua irrigazione e alesatura con una limitata invasività biologica. Mentre i sistemi reciprocanti e rotanti convenzionali falliscono nella pulizia dell'endodonto (168), a spese di notevoli quantità di dentina, diversamente il SAF cerca di superare tali limiti. Esso non possiede un core metallico, bensì risulta essere uno strumento cavo in nickel-titanio che lo caratterizza per l'estrema comprimibilità (169). Esso è in grado di adattarsi all'anatomia endodontica conformandosi alla morfologia del canale radicolare. Esso è in grado di alesare leggermente le pareti canalari mediante la rimozione di un sottile strato di dentina. L'azione meccanica combinata alla simultanea irrigazione determina l'asportazione dei detriti tissutali e del biofilm (170).

Il SAF richiede un contrangolo RDT e una pompa per l'irrigazione, lavora a 5000 rpm, con vibrazioni *in-and-out* di 0,4 mm di ampiezza. Richiede la presenza di un Glide Path (ossia un sentiero che consenta l'avanzamento di strumenti endodontici), reso possibile dall'utilizzo di uno strumento apposito, il pre-SAF. Va utilizzato in *pecking motion* fino al raggiungimento della lunghezza di lavoro. È dotato di un raccordo che si connette ad un tubo in polietilene, in grado di irrigare con un flusso pari a 1-10 mL/min. La pompa non genera pressioni nell'irrigante grazie alla sua attenuazione quando esso entra nello strumento, definendo il SAF un sistema di

irrigazione non a pressione (171). È capace di operare una migliore detersione in confronto ai sistemi rotanti convenzionali, rimuovendo maggiori quantità di *smear layer*, di detriti dalla regione apicale (172) e di biofilm batterico (173) oltre a consentire un migliore adattamento del materiale da otturazione alle pareti canalari (174).

Nelle anatomie più complicate non si sono visti benefici nell'utilizzo del SAF se confrontato alla strumentazione rotante (175). Infatti, il SAF non è in grado di accedere all'interno di istmi inferiori a 0,2 mm e rappresenta un evidente limite di tale tecnica.

2.4.4. Acido etidronico

Un nuovo approccio all'irrigazione canalare combina l'Acido 1-idrossietano-1,1-difosfonico (*1-HydroxyEthylidene-1,1-Diphosphonic acid*, HEDP), o acido etidronico, un chelante "leggero" e l'Ipoclorito di sodio. La soluzione si ottiene mescolando la polvere di etidronato nella soluzione di NaOCl alla concentrazione scelta dal clinico. Essa sembra inibire, in uno studio effettuato su denti estratti, la formazione di *smear layer* e di *accumulated hard-tissue debris* durante il trattamento endodontico (176). Di conseguenza possiamo denotare una maggiore sensibilità batterica all'effetto antimicrobico dell'ipoclorito di sodio (177).

L'acido etidronico aiuta l'irrigazione a base di ipoclorito di sodio, facilitando la conseguente otturazione canalare (178).

La maggior parte dei materiali dentali è pensata per legarsi alla struttura minerale della dentina, dunque, un chelante leggero usato durante l'alesatura probabilmente migliora il condizionamento e la detersione endodontica rispetto all'utilizzo di acidi più forti, come EDTA e acido citrico (179).

3. ANALISI SPERIMENTALE: VALUTAZIONE MICROTOMOGRAFICA DELL'ACCUMULO DI DETRITI CANALARI

Il trattamento canalare richiede l'utilizzo di strumentazione manuale e meccanica, rotante o reciprocante, che inevitabilmente con la sua azione produce *smear layer*. Eick *et al.* (180) lo identificarono mediante il microscopio elettronico nella preparazione di cavità coronali con differenti tipologie di frese.

Furono invece McComb e Smith (181) nel 1975 a descrivere la presenza di *smear layer* lungo le pareti dentinali alesate, suggerendo che la composizione non comprendeva solamente detriti inorganici, ma anche batteri e "remnants" dei processi odontoblastici e dei tessuti pulpari.

L'importanza della rimozione dello *smear layer* è giustificata dalla possibilità che esso possa ospitare tessuto necrotico, batteri e loro prodotti che potrebbero sostenere l'infezione peri-apicale e agire da substrato per i microrganismi permettendone la penetrazione all'interno dei tubuli dentinali (182).

Come descritto da Ørstavik e Haapasalo (183), la sua presenza è in grado di ritardare l'azione dell'irrigante. Lo studio dello *smear layer* attraverso la microscopia elettronica richiede una denaturazione (come l'essiccazione e il rivestimento) del campione, oltre alla sua frattura; pertanto, lo sviluppo di software che consentissero un'accurata analisi tridimensionale e l'introduzione della micro-CT hanno permesso lo studio non demolitivo dei campioni tramite la valutazione dell'AHTD. Esso rappresenta il detrito dentinale che si ritrova a livello degli spazi canalari originari dopo la sagomatura.

I voxel identificati come volume canalare, ossia aria, liquido, o tessuti molli, nella scansione preoperatoria e riempiti da materiale radiopaco nella scansione postoperatoria rappresentano il detrito di tessuto duro accumulato (140).

Come sosteneva già nel 1974 Schilder (102), l'obiettivo primario deve essere l'ottenimento di un canale pulito in maniera tale da permettere il sigillo, prevenendo la sopravvivenza di microrganismi, la reinfezione e la reazione infiammatoria dell'ospite. L'AHTD può interferire con l'otturazione tridimensionale del canale radicolare e rappresenta una riserva di microrganismi per le infezioni secondarie.

Dal momento che le tecniche di irrigazione convenzionali, tramite aghi endodontici e siringhe, si sono rivelate insufficienti alla rimozione completa dei detriti, la ricerca ha sviluppato nuovi sistemi atti a massimizzare la detersione e la disinfezione canalare.

La sequenza oggetto dello studio è composta da tre strumenti (Figura 1):

- Strumento rotante A (SA), che fornisce il *glide path*
- Strumento rotante B (SB), capace di sagomare il canale
- Strumento rotante C (SC), rifinitore e attivatore dell'irrigante

Lo strumento SA è ideato per ottenere il *glide path*, ha un diametro ISO 15 e conicità 04; è caratterizzato da una sezione triangolare arrotondata ed è proposto per lavorare a 1000 rpm e torque pari a 1 Ncm, con movimenti incrementali di ampiezza pari a 2-3 mm fino a tutta la lunghezza di lavoro del canale.

Lo strumento SB è costituito dalla lega MaxWire e si presenta a forma di serpente, a temperatura ambiente si trova in fase martensitica, mentre a 35°C si trasforma in fase austenitica. La sequenza è stata recentemente rinnovata, modificandone la forma e aggiungendo lo strumento SA, a sostituzione del *glide path* manuale con K-file #15.

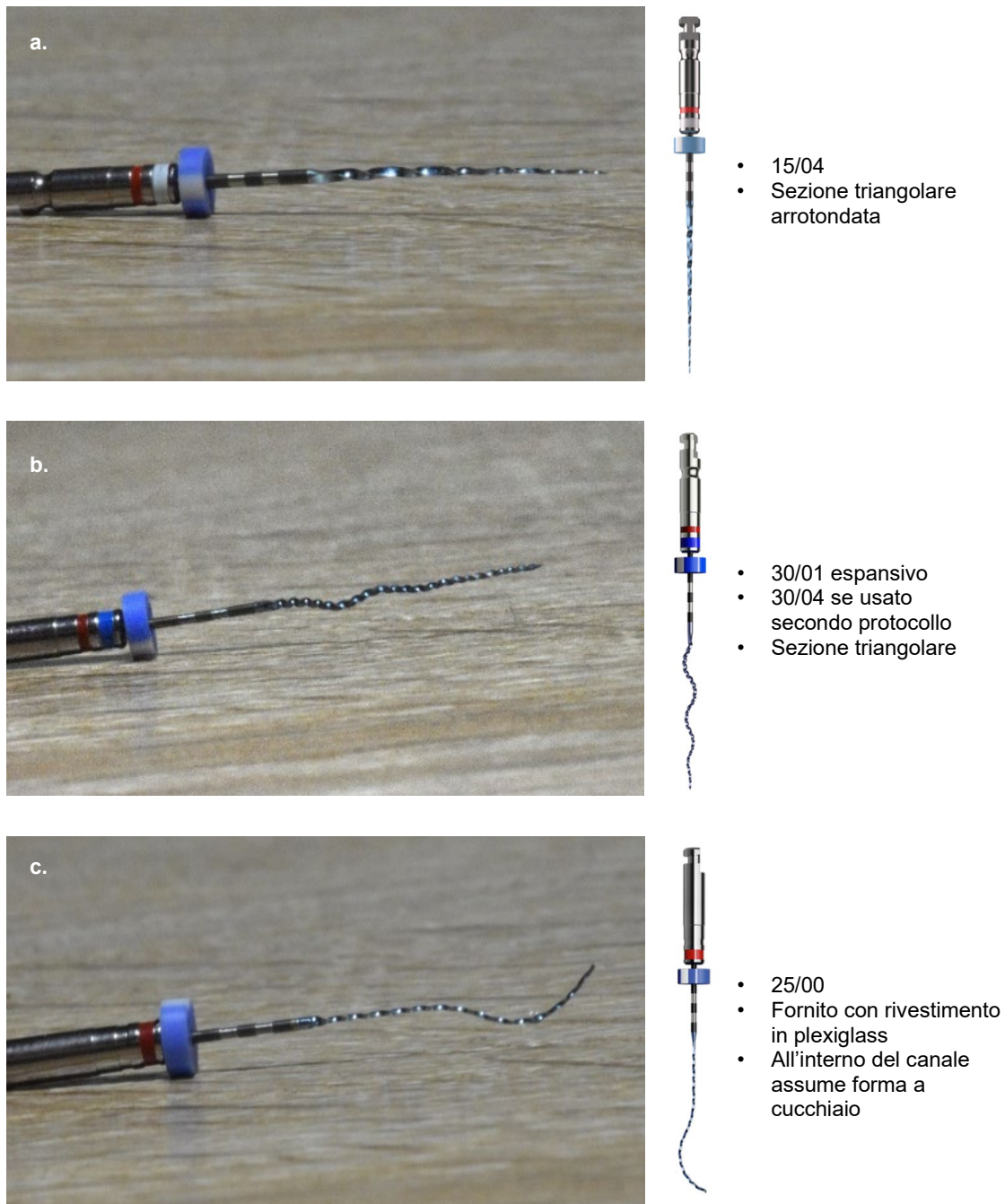


Figura 1. Strumenti utilizzati nello studio e loro caratteristiche tecniche:
a) strumento A per *glide path*; b) strumento B per sagomatura del canale;
c) strumento C per rifinitura e attivazione dell'irrigante

Lo strumento SB è caratterizzato da un diametro ISO 30, mentre la punta mostra un disegno differente rispetto alla versione precedente, formata da sei facce taglienti. La conicità base dello strumento è 1%, mentre la sua espansione lo porta a sagomare un canale idealmente di diametro

30 e conicità 4%, se utilizzato secondo le indicazioni del produttore (8 movimenti lungo l'asse longitudinale per arrivare a livello apicale).

È raccomandata una velocità pari a 1000 rpm e torque pari a 1,0 Ncm ed è preceduto dalla preparazione di un *glide path* meccanico con lo strumento SA (1000 rpm e 1 Ncm). Esso applica scarsi stress alle pareti del canale, diminuendo la possibilità di formare microcrack a livello dentinale, mentre la sua lega estremamente flessibile, gli consente di adattarsi in maniera eccellente alle irregolarità del canale, dotandolo di elevata resistenza alla fatica ciclica.

Come riportato da Azim *et al.* nel 2017 (184), viene classificato tra gli strumenti ad *adaptive core* e risulta più efficace nella preparazione delle superfici canalari rispetto agli strumenti in NiTi convenzionali. Gli strumenti "*non-adaptive core*", infatti, sono capaci di sagomare i canali senza un adattamento alle variazioni individuali. Egli rileva, inoltre, che la conicità finale data dall'alesatura con questo strumento dipende dall'anatomia del dente trattato.

Lo strumento SC è costituito dalla stessa lega di SA e SB, lavora a una velocità di 800 rpm e torque 1,0 Ncm, si presenta con diametro ISO 25 e con conicità 0%. Viene fornito in un rivestimento di plexiglass millimetrato, consentendo il raffreddamento con spray refrigerante (tipo cloruro di etile) prima dell'estrazione dello strumento, che avviene in rotazione laterale, pennellando sul rivestimento refrigerato, per bloccarlo in fase martensitica. Esso va incontro a temperatura corporea a una transizione di fase che lo porta ad assumere una forma a cucchiaio nei 10 mm terminali di spessore pari a 1,5 mm (Figura 2).

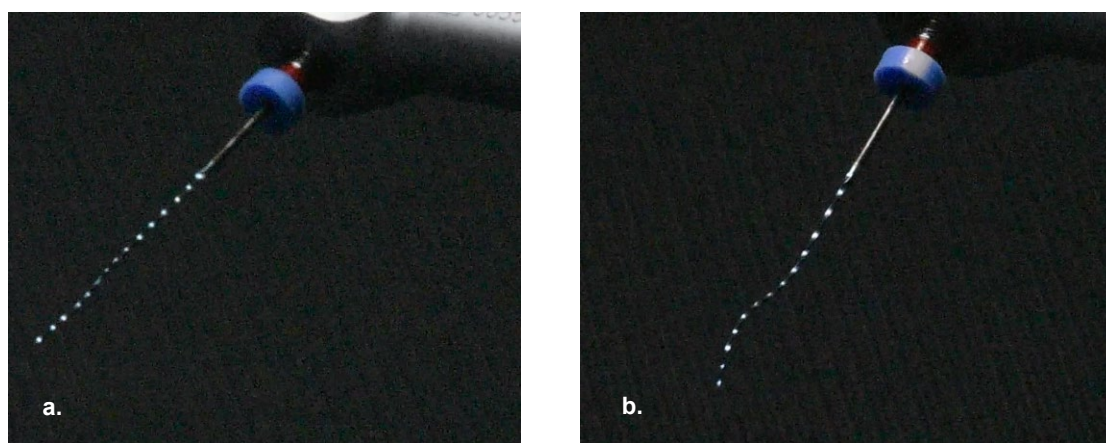


Figura 2.-Particolarità dello strumento C: a) estratto correttamente dal plexiglass; b) con l'effetto memoria di forma

De Deus *et al.* (133) introducono una nuova variabile nel protocollo: il tempo di sagomatura. Utilizzando il protocollo ideato dalla casa produttrice lo strumento rotante è capace di lasciare non preparate il 31,82% delle pareti, mentre scende al 22,74% al termine della sagomatura extra di 45 secondi.

Pertanto, si osserva un decremento della superficie dentinale non preparata estendendo temporalmente la preparazione. In tale contesto, l'estensione del tempo di lavoro determina un aumento del volume di tessuto mineralizzato rimosso.

Lo scopo dello studio è valutare in-vitro, tramite ricostruzioni tridimensionali microtomografiche, la capacità di detersione della sequenza, variando il tempo della fase di sagomatura.

3.1. Materiali e metodi

3.1.1. Selezione e preparazione dei campioni

Di 62 elementi dentali monoradicolați, estratti per ragioni parodontali o ortodontiche, si selezionano 39 elementi dentali permanenti, con apici intatti e non rimaneggiati, privi di estesi restauri o trattamenti canalari pregressi. Vengono esclusi gli elementi che presentano processi cariosi estesi, linee di frattura e canali radicolari che permettono l'inserimento di un K-file#20 a livello del forame apicale. Tali elementi vengono conservati in soluzione acquosa con clorammina-T 0,2% a 4°C per l'intera durata del nostro studio.

Si procede all'esecuzione di radiografie in senso Mesio-Distale e Vestibolo-Linguale e vengono scelti 32 elementi che vengono standardizzati a una lunghezza di 19 mm, mantenendo intatto il tetto della camera pulpare e vengono inclusi nella resina in un apposito stampo in grado di permettere la riproducibilità della posizione dell'elemento durante le varie scansioni (Figura 3).

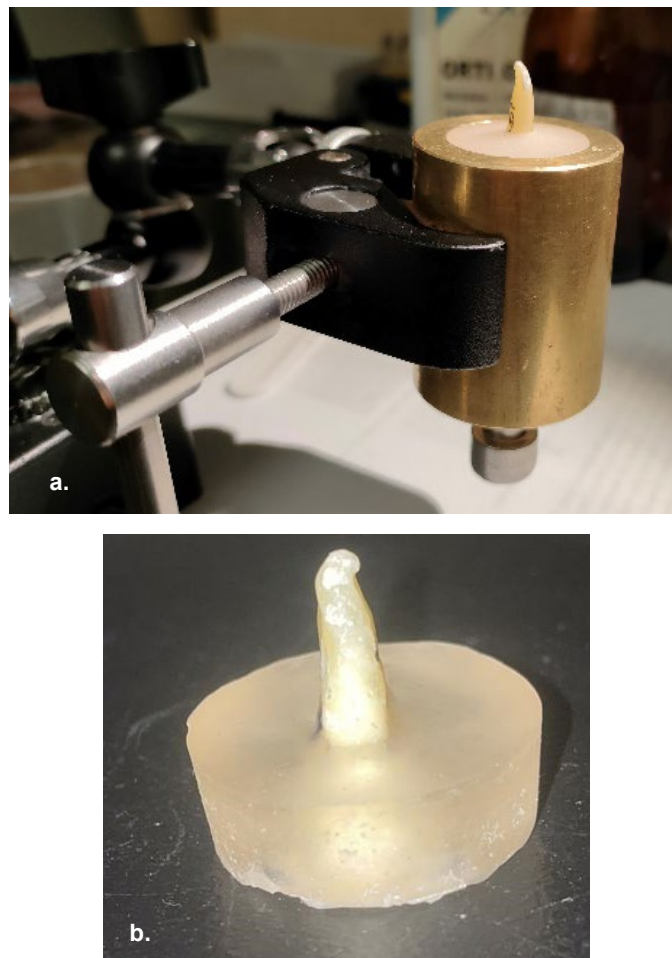


Figura 3. Preparazione dei campioni – fase 1: a) momento dell'inclusione degli elementi nella resina grazie a uno stampo apposito; b) risultato dell'inclusione

Si esegue la prima scansione con la micro-CT (acquisizione dei campioni al tempo T_0).

Sulla base di similitudini nella morfologia canalare, rilevate dalla scansione T_0 , si accoppiano gli elementi dentari. Si dividono 5 coppie che risulteranno essere l'oggetto del nostro studio e in maniera casuale si compongono 2 gruppi da 5 elementi ciascuno.

Si procede all'apertura di camera tramite una sottile fresa cilindrica ISO 838 montata su turbina.

Il sondaggio di ogni elemento dentale inizia tramite un K-file#10. Tramite sistemi di magnificazione 4,5x si assiste alla fuoriuscita del file dall'apice radicolare.

A tale misura viene sottratto 0,5 mm per ottenere la lunghezza di lavoro del campione. Si procede all'inclusione dell'apice nella cera e il dente viene rivestito da una basetta in PoliVinilSilossano (185, 186) (Figura 4), tale da creare un sistema chiuso che simuli le condizioni *in-vivo*.

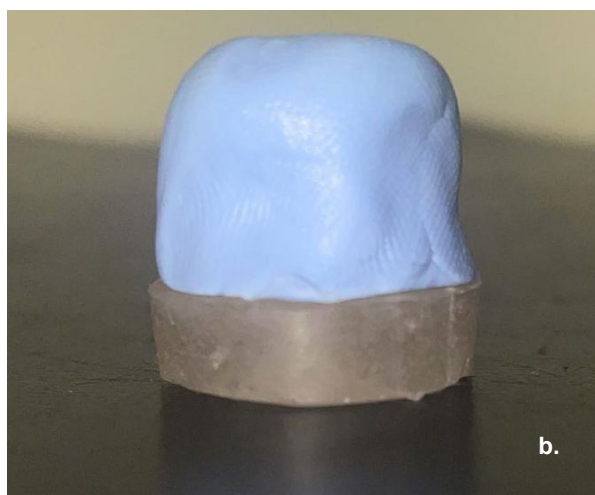
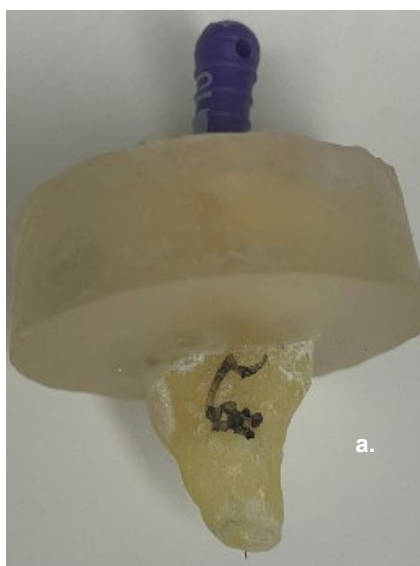


Figura 4. Preparazione dei campioni – fase 2: a) sondaggio della lunghezza canalare con il K-file#10; b) rivestimento in PVS degli elementi, dopo che l'apice è stato sigillato con cera

Gli elementi vengono posti in una camera termostata a 37°C assieme agli irriganti canalari per venti minuti almeno, prima di iniziare l'alesatura dei campioni (Figura 5).

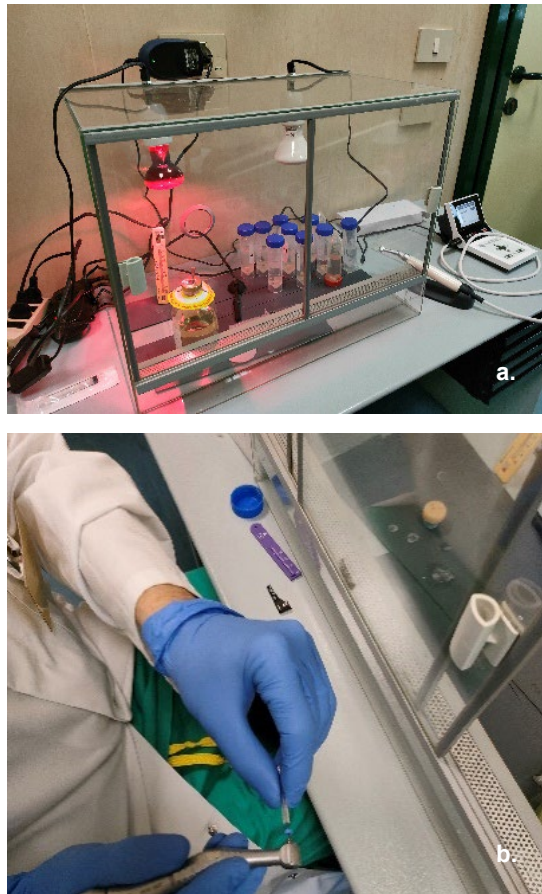


Figura 5. Alesatura dei campioni – fase 3: a) camera termostata a 37°C, dove sono state effettuate le procedure di sagomatura e attivazione; b) estrazione di strumento C in rotazione, appoggiandosi alle pareti del rivestimento in plexiglass

Si imposta l'apposito manipolo endodontico a velocità 1000 rpm e torque 1 Ncm. Si effettua l'irrigazione con 1 mL di NaOCl 5,25%, e si crea *glide path* meccanico grazie a SA. Si irriga nuovamente con 1 mL di NaOCl e con il canale in bagno di NaOCl 5,25% si procede alla fase successiva.

Si distinguono due gruppi sperimentali composti da 5 campioni ciascuno:

- Gruppo 1: si eseguono 8 movimenti lungo l'asse longitudinale (*in-and-out motion*) dell'elemento per arrivare a lunghezza di lavoro.
- Gruppo 2: si eseguono 8 movimenti lungo l'asse longitudinale (*in-and-out motion*) dell'elemento per arrivare a lunghezza di lavoro. Si prosegue la strumentazione per 45 secondi in maniera attiva lungo l'asse longitudinale (*in-and-out motion*).

Durante le procedure di *shaping* vengono consegnati in totale 8 mL di NaOCl 5,25%, aggiuntivi a 2 mL susseguenti al sondaggio manuale (1 mL) e al passaggio di SA (1 mL), a

elemento con un ago da 30 G con apertura laterale a 1 mm dalla lunghezza di lavoro, o *Working Length* (WL).

Si procede alla seconda scansione tramite micro-CT (acquisizione al tempo T_1).

Il campione viene posto nuovamente in una camera termostata a 37°C per almeno 20 minuti prima dell'irrigazione (vedi Figura 5), assieme all'ipoclorito di sodio al 5,25% e all'EDTA al 17%. Si setta il motore endodontico alla velocità di 800 rpm e torque pari a 1,0 Ncm. Si riempie la camera con 0,5 mL di ipoclorito di sodio al 5,25%, si pone SC nell'apposito alloggiamento nel motore endodontico, si raffredda il plexiglass mediante spray refrigerante e si estrae il file in rotazione laterale contro le pareti del rivestimento.

Si inserisce a lunghezza di lavoro e si aziona per un minuto con movimenti lungo l'asse longitudinale dell'elemento ampi 7-8 mm. Al termine si estrae il file dal canale e si irriga con 4,5 mL di NaOCl 5,25% per 2 minuti. Si irriga con 3 mL di EDTA al 17% per 2 minuti e alla fine con 2 mL di acqua distillata per un minuto.

Al termine dell'irrigazione si effettua la terza scansione degli elementi dentali tramite micro-CT (T_2).

3.1.2. Microtomografia computerizzata

L'introduzione della micro-CT a raggi X nello studio dell'AHTD spetta a Paqué *et al.* (140).

L'ausilio della micro-CT risulta a oggi un grande vantaggio, consentendo la ricostruzione tridimensionale di corpi radiopachi senza richiedere né la preparazione (essiccazione in alcool e rivestimento con un conduttore) né la distruzione dell'elemento stesso, evitando possibili alterazioni del campione.

La micro-CT (187) si basa sulla presenza di un tubo radiogeno, in grado di generare raggi X, e un rivelatore del fascio radiante. La radiazione viene assorbita dalla materia in relazione al suo peso atomico e alla densità attraverso due processi: l'effetto fotoelettrico, descritto da Hertz, e l'effetto Compton.

Quando i raggi X penetrano in un mezzo capace di assorbirli, consegue l'emissione di fotoni secondari e con minore energia; dunque, si sviluppa una radiazione policromatica. Un filtro passa-banda permette di renderla nuovamente monocromatica, migliorando la sensibilità della micro-CT alle piccole variazioni di intensità dei raggi X. La radiazione che emerge dal campione colpisce un rivelatore di radiazione di tipo *Charged Coupled Device* (CCD) in grado di trasferire i dati raccolti a un calcolatore.

Tale sistema consente l'analisi volumetrica e densitometrica del campione in esame, permette la ricostruzione tridimensionale degli elementi dentali e dell'anatomia endodontica senza intervenire con trattamenti demolitivi.

Nel nostro caso è stata utilizzata per metter in luce la morfologia iniziale del sistema endodontico (prima acquisizione dei campioni al tempo T_0), per valutare la formazione dell'AHTD a seguito della sagomatura (seconda acquisizione dei campioni al tempo T_1) e della sua rimozione dopo l'attivazione (terza acquisizione dei campioni al tempo T_2), analizzando l'effetto diretto *step by step* di ogni passaggio.

La micro-CT utilizzata è la SkyScan 1072 (Bruker microCT, Kontich, Belgio).

Sfrutta un fascio di raggi X paralleli. Le posizioni dei punti di assorbimento dell'oggetto vengono memorizzate sull'area di ricostruzione all'interno del computer come delle linee ed è quindi, fondamentale verificare che tutte le parti dell'oggetto cadano nel campo d'interesse della camera CCD.

L'operazione viene poi ripetuta ruotando il campione, posizionato su un apposito portacampione capace di ruotare, per 180° (oppure per 360°, in base al tipo di campione) grazie a

piccoli incrementi angolari pari a $0,45^\circ$ nel nostro caso; quindi, nell'area di ricostruzione si aggiungono tante linee quante sono le diverse posizioni assunte dall'oggetto.

L'incremento angolare del campione a ogni emissione di raggi X definisce la precisione della scansione, con un maggior numero di linee che definiscono la posizione del punto di assorbimento.

Ogni sezione trasversale del campione viene rappresentata da un certo numero di voxel di assorbimento e l'assorbimento di ogni fascio di raggi X è dato dalla somma degli assorbimenti di tutti i voxel contenuti nel fascio relativo.

Grazie a particolari programmi questi dati potranno essere utilizzati per ottenere l'immagine bidimensionale dei coefficienti d'assorbimento. È presente anche un sistema di traslazione che solleva il campione in modo tale da permettere al fascio incidente di colpire le varie sezioni dell'oggetto. Sovrapponendo i tagli delle differenti sezioni trasversali è possibile ottenere la struttura tridimensionale dell'oggetto.

I dati tecnici delle scansioni prevedono:

- 100kV, 98 μ A;
- 1 mm filtro di alluminio;
- $0,45^\circ$ step di rotazione;
- tempo di esposizione 1.3 s;
- Ingrandimento: 35X corrispondente a $8.37 \mu\text{m}$ *pixel size*.

Il rivelatore utilizzato è composto da uno schermo al fosforo, un supporto di conduzione in fibra ottica e un CCD chip.

Il fascio emergente dal campione colpisce lo schermo al fosforo e viene trasformato in una radiazione luminosa e condotta tramite il supporto in fibra ottica al chip.

La radiazione luminosa colpisce dei fotodiodi nel chip che iniziano a condurre la corrente, la quale va a scaricare dei condensatori, ai cui capi vi sarà una tensione minore rispetto a quella di partenza e proporzionale al flusso di fotoni che ha colpito il fotodiode.

Una volta registrati i dati dal rivelatore, alcuni interruttori si chiudono e i condensatori trasferiscono la carica ad altri condensatori.

Essi scaricano verso dei convertitori analogico-digitali e consequenzialmente a un sistema in grado di elaborare i dati. Il campione subisce piccoli incrementi angolari e ogni nuova posizione viene rilevata grazie al fascio di raggi X.

I dati di ogni proiezione vengono inviati a un software che li salva come file a 16 bit di tipo TIFF (*Tagged Image File Format*). Tanto minori saranno gli incrementi angolari, tanto maggiore sarà la quantità di file immagazzinati al termine dell'acquisizione.

I vari file TIFF determinano la ricostruzione del campione tramite un software dedicato, l'NRRecon (Version 1.7.0.4; Bruker micro-CT, Kontich, Belgio).

I dati sono immagazzinati in una matrice di pixel e permettono la ricostruzione dettagliata dell'immagine dell'oggetto tramite una scala di 256 livelli di grigi.

Per operare la conversione dei file nei grigi corrispondenti, occorre selezionare un valore minimo, al di sotto del quale verranno rappresentati come bianco, e un valore massimo, al di sopra del quale rappresentati come nero, mentre i valori compresi tra il minimo e il massimo saranno rappresentati da livelli di grigio intermedi.

Tramite un software, il CT-Analyser (Version 1.16.9; Bruker microCT, Kontich, Belgio) è possibile ottenere l'immagine tridimensionale sovrapponendo le immagini delle singole sezioni del campione ed effettuare l'analisi dei parametri isto-morfometrici.

3.2. Risultati

Operando il confronto dei valori medi del volume canalare a T₁ e T₂ sia nel Gruppo 1 che nel Gruppo 2 si è notato un lieve incremento del volume canalare totale successivamente alle fasi finali di irrigazione con attivazione.

In Tabella 1 sono riportati i volumi canalari post-strumentazione, post-attivazione e l'incremento percentuale del volume finale rispettivamente del Gruppo 1 pari a 9,317±4,909 mm³ e del Gruppo 2 pari a 4,467±1,743 mm³.

Tabella 1. Valori medi derivanti dall'analisi del Gruppo 1, post-strumentazione e post-attivazione. Calcoli effettuati per un'altezza di 15 mm dell'elemento dentale

Parametri	Post-strumentazione (mm ³)	Post-attivazione (mm ³)	Aumento % post-attivazione/post-strumentazione
Gruppo 1			
Volume totale (canale strumentato)	9,485±2,193	10,293±1,994	9,314±4,909
Residui	0,538±0,215	1,274±0,495	144,952±67,056
Gruppo 2			
Volume totale (canale e residui)	15,794±3,394	16,438±3,477	4,467±1,743
Residui	0,049±0,016	0,064±0,017	33,839±12,044

In merito al volume dei detriti canalari (AHTD), entrambi i Gruppi hanno dimostrato un incremento del volume di detriti canalari radiopachi al termine delle procedure: nel Gruppo 1 si rileva un incremento percentuale dell'AHTD pari quasi al 145% (Figura 7), mentre nel Gruppo 2 l'AHTD in fase post-attivazione mostra un incremento percentuale pari a circa il 34% tra T₁ e T₂ (Figura 8).

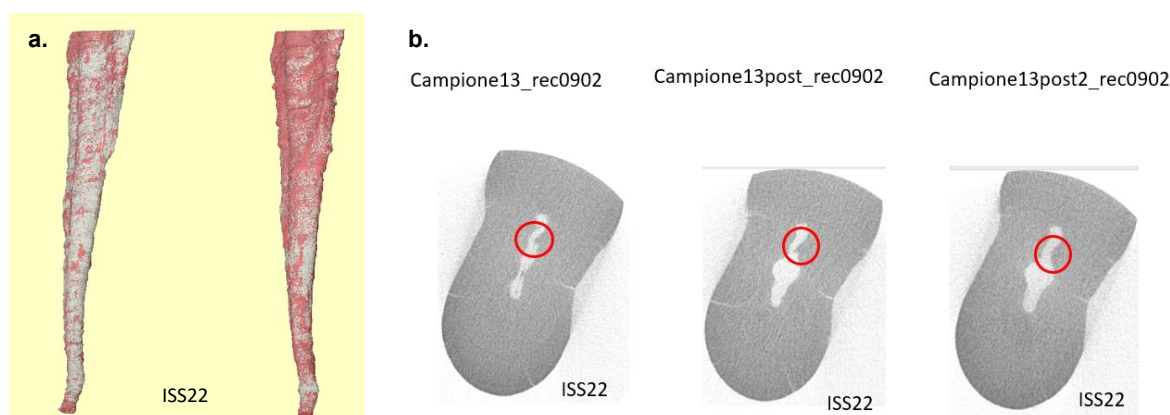


Figura 7. Canale radicolare del Gruppo 1: a) ricostruzione 3D al tempo T₁ a sinistra e T₂ a destra.

Il volume riempito da detriti è in rosso, il volume canalare è in bianco. Da notare la maggior presenza di detrito al tempo T₂; b) tagli derivanti dalla ricostruzione tomografica con evidenziato l'AHTD dello stesso elemento a T₀, T₁ e T₂. Da notare il campione a T₂ che risulta meno deterso come risultato dell'attivazione. Cerchiata in rosso la zona presentante il detrito

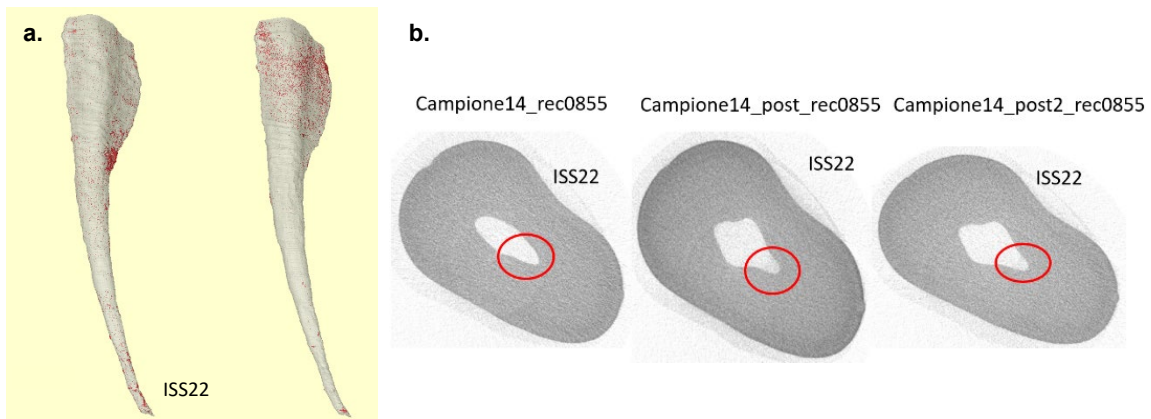


Figura 8. Canale radicolare del Gruppo 2: a) ricostruzione 3D al tempo T₁ a sinistra e T₂ a destra. Il volume riempito da detriti è in rosso, il volume canalare è in bianco. Da notare minor presenza di detrito al tempo T₂ rispetto al tempo T₁; b) tagli derivanti dalla ricostruzione tomografica con evidenziato, tramite un cerchio, l'AHTD dello stesso elemento a T₀, T₁ e T₂. Da notare l'ottima detersione dettata dalla scarsa presenza di detriti accumulati a T₂

3.3 Discussione e conclusioni

Come descritto, la sequenza consta di tre componenti, SA per il *glide path*, SB per la sagomatura, SC per la “rifinitura” della sagomatura canalare e attivazione dell'ipoclorito di sodio.

SB e SC sono fabbricati in *MaxWire*, a temperatura ambiente si trovano in fase martensitica, mentre a 35°C si trasformano in fase austenitica, enfatizzando lo *Shape Memory Effect*: SB assume una conicità maggiore, mentre SC assume una forma a cucchiaio a livello dei 10 mm apicali con un'ampiezza di 1,5 mm.

SB si caratterizza per una sagomatura che lascia una minor quantità di pareti canalari non toccate rispetto ad altri strumenti, adattandosi all'anatomia dell'elemento (184) e presenta elevati valori di resistenza alla fatica ciclica (188). Dimostra un'estrusione di detriti inferiore ad altri strumenti (189), è in grado di rimuovere guttaperca con maggior rapidità, lasciando pochi residui nel canale radicolare (190) e di non determinare elevati livelli di trasporto canalare (191).

La trasformazione di fase permette a SC di pulire e detergere zone non raggiunte dalla strumentazione, senza alterare anatomicamente la morfologia originaria e preservando la dentina. Sono molteplici gli studi presenti su SC, caratterizzanti la sua capacità di rimuovere l'AHTD (192), *smear layer*, idrossido di calcio (193), batteri (194), paste antibiotiche e materiali da otturazione (195) dai canali radicolari. L'unico studio che valuta la capacità di detersione e disinfezione del protocollo studiato è di Gazzaneo *et al.* (196), che ha confrontato tale sistema con un differente sistema di sagomatura e l'attivazione con Hedström file in canali a C.

SB si è rivelato capace da solo di rimuovere i batteri nel 33,3% dei casi, mentre la successiva azione del SC aumentava il valore al 47,6%. Le pareti non preparate da SB sono pari al 11,7%, mentre dopo SB la quota scende a 7,6%.

Ciò rivela una qualità importante di SC, confermando i dati del presente studio: l'aumento del volume e della superficie al termine della strumentazione con SC non è determinata dalla capacità di taglio dello strumento, ma dalla rimozione del tessuto duro generato dalla precedente strumentazione con SB.

Possiamo spiegare l'aumento di volume conseguente all'azione di SC come una scorretta interpretazione della parete dentinale, da parte del software d'analisi che genera questa problematica: le pareti canalari dopo SB risultano uniformi, per lo più prive dei detriti tipicamente visibili. L'aumento del volume conseguente all'utilizzo di SC viene identificato in termini di rimozione dei detriti di tessuto mineralizzato accumulato. Riteniamo che SB produca detriti molto fini, che accumula perifericamente nel canale, con la sua dinamica centrifuga, rendendoli indistinguibili dalla parete dentinale stessa.

De Deus ha introdotto la variabile tempo nell'azione di SB, dimostrando la diretta proporzionalità tra quantità di pareti toccate e il tempo di sagomatura. Tale presupposto ha incoraggiato il nostro studio, l'introduzione di SC ha delineato un limite importante di SC: esso produce una quantità significativa di detriti di tessuto duro, i quali non vengono rimossi in maniera adeguata e che potrebbero sovrastimare la quantità di pareti lasciate vergini dalla strumentazione. SB, aumentando il volume finale del canale, determina un'ottima riduzione dei detriti quando SB viene utilizzato per 45 secondi oltre alla strumentazione iniziale.

Da rilevare che nessuno strumento è andato incontro a separazione durante le varie fasi dello studio.

SC aumenta significativamente il volume finale della preparazione canalare in entrambi i gruppi (l'aumento volumetrico è maggiore nella strumentazione come da protocollo). I detriti aumentano particolarmente dopo l'attivazione nel gruppo strumentato secondo le indicazioni del produttore. SC migliora la detersione canalare, in particolare, quando segue la strumentazione con SB di 45 secondi.

BIBLIOGRAFIA

1. Berutti E, Castellucci A. Cavità d'accesso e anatomia endodontica. In: Castellucci A (Ed.). *Endodonzia*. Prato: Edra Martina Edizioni; 1993. p. 393-480.
2. Krasner P, Rankow HJ. Anatomy of the pulp-chamber floor. *J Endod* 2004;30(1):5-16
3. Chaniotis A, Plotino G. Minimally invasive access to the root canal system. In: Plotino G. *Minimally invasive approaches in endodontic practice*. Cham: Springer; 2021
4. Vire DE. Failure of endodontically treated teeth: classification and evaluation. *J Endod* 1991;17(7):338-42.
5. Touré B, Faye B, Kane AW, Lo CM, Niang B, Boucher Y. Analysis of reasons for extraction of endodontically treated teeth: a prospective study. *J Endod* 2011;37(11):1512-5
6. Tang W, Wu Y, Smales RJ. Identifying and reducing risks for potential fractures in endodontically treated teeth. *J Endod* 2010;36(4):609-17
7. Clark D, Khademi JA. Case studies in modern molar endodontic access and directed dentin conservation. *Dent Clin North Am* 2010;54(2):275-89.
8. Lang H, Korkmaz Y, Schneider K, Raab WH. Impact of endodontic treatments on the rigidity of the root. *J Dent Res* 2006;85(4):364-8
9. Panitvisai P, Messer HH. Cuspal deflection in molars in relation to endodontic and restorative procedures. *J Endod* 1995;21(2):57-61.
10. Plotino G, Grande NM, Isufi A, Ioppolo P, Pedullà E, Bedini R, Gambarini G, Testarelli L. Fracture strength of endodontically treated teeth with different access cavity designs. *J Endod* 2017;43(6):995-1000.
11. Neelakantan P, Khan K, Hei Ng GP, Yip CY, Zhang C, Pan Cheung GS. Does the orifice-directed dentin conservation access design debride pulp chamber and mesial root canal systems of mandibular molars similar to a traditional access design? *J Endod* 2018;44(2):274-279.
12. Rover G, Belladonna FG, Bortoluzzi EA, De-Deus G, Silva EJNL, Teixeira CS. Influence of access cavity design on root canal detection, instrumentation efficacy, and fracture resistance assessed in maxillary molars. *J Endod* 2017;43(10):1657-1662.
13. Alovisi M, Pasqualini D, Musso E, Bobbio E, Giuliano C, Mancino D, Scotti N, Berutti E. Influence of contracted endodontic access on root canal geometry: an in vitro study. *J Endod* 2018;44(4):614-620
14. Boveda C, Kishen A. Contracted endodontic cavities: the foundation for less invasive alternatives in the management of apical periodontitis. *Endod Topics* 2015;33:169-86.
15. Silva EJNL, Rover G, Belladonna FG, De-Deus G, Teixeira CDS, Fidalgo TKS. Impact of contracted endodontic cavities on fracture resistance of endodontically treated teeth: a systematic review of in vitro studies. *Clin Oral Investig* 2018;22(1):109-118.
16. Fu Y, Zhang L, Gao Y, Huang D. A Comparison of volume of tissue removed and biomechanical analysis of different access cavity designs in 2-rooted mandibular first molars: a multisample 3-dimensional finite element analysis. *J Endod* 2022;48(3):362-369.
17. Moore B, Verdelis K, Kishen A, Dao T, Friedman S. Impacts of contracted endodontic cavities on instrumentation efficacy and biomechanical responses in maxillary molars. *J Endod* 2016;42(12):1779-1783
18. Isufi A, Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G. Standardization of endodontic access cavities based on 3-dimensional quantitative analysis of dentin and enamel removed. *J Endod* 2020;46(10):1495-1500.

19. Buehler WJ, Wiley RC. TiNi-ductile intermetallic compound. *ASM Trans.* 1962;55:269-76.
20. Civjan S, Huget EF, DeSimon LB. Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *J Dent Res* 1975;54(1):89-96.
21. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of NITINOL root canal files. *J Endod* 1988;14(7):346-51.
22. Hsu YY, Kim S. The ProFile system. *Dent Clin North Am* 2004;48(1):69-85
23. Wildey WL, Senia ES. A new root canal instrument and instrumentation technique: a preliminary report. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1989;67(2):198-207
24. Barbakow F. The LightSpeed system. *Dent Clin North Am.* 2004;48(1):113-35
25. Schwartz S, McSpadden J. The Quantec rotary nickel titanium instrumentation system. *Endod Prac* 1999;2(1):14-9
26. Buchanan LS. ProSystem GT: design, technique, and advantages. *Endodontic Topics* 2005;10(1):168-75
27. Otsuka K, Ren X. Physical metallurgy of Ti-Ni-based shape memory alloys. *Progress in Materials Science* 2005;50(5):511-678.
28. Otsuka K, Sawamura T, Shimizu K, Wayma CM. Characteristics of the martensitic transformation in TiNi and the memory effect. *Metall Trans* 1971;2:2583-88.
29. Sandrock GD, Hehemann RF. Relations between the premartensitic instability and the martensite structure in TiNi. *Scripta Metallurgica* 1971;5:801-06.
30. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 2000;33(4):297-310.
31. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod* 2000;26(3):161-5.
32. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod* 2004;30(10):722-5.
33. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. SEM observations of Nickel-Titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical Use. *J Endod* 2005;31(1):40-39.
34. Arens FC, Hoen MM, Steiman HR, Dietz GC Jr. Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *J Endod* 2003;29(10):664-6.
35. Pedullà E, Lo Savio F, Boninelli S, Plotino G, Grande NM, Rapisarda E, La Rosa G. Influence of cyclic torsional preloading on cyclic fatigue resistance of Nickel-Titanium instruments. *Int Endod J* 2015;48(11):1043-50.
36. 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):200-2.
37. Grande NM, Plotino G, Silla E, Pedullà E, DeDeus G, Gambarini G, Somma F. Environmental temperature drastically affects flexural fatigue resistance of nickel-titanium rotary files. *J Endod* 2017;43(7):1157-60.
38. Bahia MG, Buono VT. Decrease in the fatigue resistance of Nickel-Titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005;100(2):249-55.
39. Melo MC, Pereira ES, Viana AC, Fonseca AM, Buono VT, Bahia MG. Dimensional characterization and mechanical behaviour of K3 rotary instruments. *Int Endod J* 2008;41(4):329-38.

40. Pedullà E, Grande NM, Plotino G, Gambarini G, Rapisarda E. Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different Nickel-Titanium rotary instruments. *J Endod* 2013;39(2):258-61.
41. Perez-Higueras JJ, Arias A, de la Macorra JC. Cyclic fatigue resistance of K3, K3XF, and twisted file Nickel-Titanium files under continuous rotation or reciprocating motion. *J Endod* 2013;39(12):1585-8.
42. Schäfer E, Schlingemann R. Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J* 2003;36(3):208-17.
43. Schafer E, Lohmann D. Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 2. Cleaning effectiveness and instrumentation results in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J* 2002;35(6):514-21.
44. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys – a review. *Int Endod J* 2018;51(10):1088-103.
45. Pereira ESJ, Peixoto, IFC, Viana ACD, Oliveira II, Gonzalez BM, Buono VTL, Bahia MGA. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 2012;45(5):469-74.
46. Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. Influence of structure on Nickel-Titanium endodontic instruments failure *J Endod* 2001;27(8):516-20.
47. Lopes HP, Elias CN, Vieira VTL, Moreira EJJ, Marques RVL, Machado de Oliveira JC, Siqueira Jr JF. Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of bioactive nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2010;36(10):1653-7.
48. Bonaccorso A, Tripi TR, Rondelli G, Condorelli GG, Cantatore G, Schafer E. Pitting corrosion resistance of Nickel-Titanium rotary instruments with different surface treatments in seventeen percent ethylenediaminetetraacetic Acid and sodium chloride solutions. *J Endod* 2008;34(2):208-11.
49. Anderson ME, Price JWH, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 2007;33(10):1212-662.
50. Lopes HP, Elias CN, Vieira MVB, Vieira VTL, de Souza LC, dos Santos AL. Influence of surface roughness on the fatigue life of Nickel-Titanium rotary endodontic instruments. *J Endod* 2016;42(6):965-8.
51. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WAT, Kovarik L, Buie C, Ben Johnson W. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *J Endod* 2009;35(11):1589-93.
52. Pereira ESJ, Peixoto IFC, Viana ACD, Oliveira II, Gonzalez BM, Buono VTL, Bahia M G A. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 2012;45(5):469-74.
53. 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;34(11):1406-09.
54. 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.
55. Braga LC, Faria Silva AC, Buono VT, de Azevedo Bahia MG. Impact of heat treatments on the fatigue resistance of different rotary nickel-titanium instruments. *J Endod* 2014;40(9):1494-7.
56. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod* 2009;35(3):401-3.

57. Hou X, Yahata Y, Hayashi Y, EbiharabA, Hanawa T, Suda H. Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J* 2011;44(3):253-863.
58. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod* 2009;35(3):401-3.
59. Pedullà E, Grande NM, Plotino G, Pappalardo A, Rapisarda E. Cyclic fatigue resistance of three different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. *J Endod* 2011;37(8):1139-42.
60. Pedullà E, Plotino G, Grande NM, Pappalardo A, Rapisarda E. Cyclic fatigue resistance of four nickel-titanium rotary instruments: A comparative study. *Ann Stomatol* 2012;3(2):59-63.
61. Ersoy I, Kol E, Uygun AD, Tanriver M, Seckin F. Comparison of cyclic fatigue resistance between different NiTi instruments with 4% taper. *Microsc Res Tech* 2016;79(5):345-8.
62. Hashem AA, Ghoneim AG, Lutfy RA, Foda MY, Omar GA. Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi *shaping* systems. *J Endod* 2012;38(7):996-1000.
63. Rejula F, Christalin R, Ahmed W, Dinakaran S, Gopinathan AS, Babu A. Measure and compare the degree of root canal transportation and canal-centering ability of twisted, protaper, and conventional stainless steel k files using spiral computed tomography: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract* 2017;18(6):463-69.
64. Elsaka SE, Elnaghy AM, Badr AE. Torsional and bending resistance of WaveOne Gold, reciproc and twisted file adaptive instruments. *Int Endod J* 2017;50(11):1077-083.
65. Zhou H, Shen Y, Zheng WLL, Zheng Y Haapasalo M. Mechanical Properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *J Endod* 2012;38(11):1535-64.
66. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Campbell L, Peng B, Haapasalo M. Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2011;37(11):1566-71.
67. Iacono F, Pirani C, Generali L, Bolelli G, Sassatelli P, Lusvarghi L, Gandolfi MG, Giorgini L, Prati C. Structural analysis of hyflex EDM instruments. *Int Endod J* 2017;50(3):303-13.
68. Morgental RD, Vier-Pelisser FV, Kopper PM, de Figueiredo JA, Peters OA. Cutting efficiency of conventional and martensitic Nickel-Titanium instruments for coronal flaring. *J Endod* 2013;39(12):1634-8.
69. Bürklein S, Börjes L, Schäfer E. Comparison of preparation of curved root canals with Hyflex CM and Revo-S rotary nickel-titanium instruments. *Int Endod J* 2014;47(5):470-6.
70. Saber SEDM, Nagy MM, Schafer E. Comparative evaluation of the *shaping* ability of ProTaper Next, iRaCe and Hyflex CM rotary NiTi files in severely curved root canals. *Int Endod J* 2015;48(2):131-6.
71. Capar ID, Ertas H, Arslan H. Comparison of cyclic fatigue resistance of novel Nickel-Titanium rotary instruments. *Aust Endod J* 2015;41(1):24-8.
72. Pirani C, Iacono F, Generali L, Sassatelli P, Nucci C, Lusvarghi L, Prati C. HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *Int Endod J* 2016;49(5):483-93.
73. Goo HJ, Kwak SW, Ha JH, Pedullà E, Kim HC. Mechanical properties of various heat-treated Nickel-Titanium rotary instruments. *J Endod*. 2017;43(11):1872-77.
74. Pinheiro SR, Alcalde MP, Vivacqua-Gomes N, Bramante CM, Vivan RR, Duarte MAH, Vasconcelos BC. Evaluation of apical transportation and centring ability of five thermally treated NiTi rotary systems. *Int Endod J* 2018;51(6):705-13.
75. Pedullà 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;42(1):156-9.

76. Plotino G, Grande NM, Cotti E, Testarelli L, Gambarini G. Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary file. *J Endod* 2014b;40(9):1451-3.
77. Shen Y, Zhou H, Coil JM, Aljazaeri B, Buttar R, Wang Z, Haapasalo M. ProFile vortex and vortex blue Nickel-Titanium rotary instruments after clinical use. *J Endod* 2015;41(6):937-42.
78. De Deus G, Silva EJ, Vieira VT, Belladonna FG, Elias CN, Plotino G, Grande NM. Blue Thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of the reciproc files. *J Endod* 2017;43(3):462-66.
79. Hieawy A, Haapasalo M, Zhou H, Wang ZJ, Shen Y. Phase transformation behavior and resistance to bending and cyclic fatigue of ProTaper gold and ProTaper universal instruments. *J Endod* 2015;41(7):1134-8.
80. 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;42(12):1840-3.
81. Silva EJNL, Vieira VTL, Belladonna FG. Cyclic and torsional fatigue resistance of XP-endo Shaper and TRUShape instruments. *J Endod* 2018;44(1):168-72.
82. De-Deus G, Silva EJNL, Martins JNR, Cavalcante D, Belladonna FG, Plotino G. Minimally invasive root canal instrumentation. In: Plotino G (Ed.). *Minimally invasive approaches in endodontic practice*. Cham: Springer; 2021. p. 67-92. https://doi.org/10.1007/978-3-030-45866-9_4.
83. Kakehashi S, Stanley HR, Fitzgerald RJ. The effects of surgical exposures of dental pulps in germ-free and conventional laboratory rats. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1965;20:340-9.
84. Siqueira JF Jr. Aetiology of root canal treatment failure: why well-treated teeth can fail. *Int Endod J* 2001;34(1):1-10.
85. Haapasalo M, Zandi H, Coil J. Eradication of endodontic infection by instrumentation and irrigation solutions. *Endod Topics* 2005;10(1):77-102.
86. Ordinola-Zapata R, Martins JNR, Bramante CM, Villas-Boas MH, Duarte MH, Versiani MA. Morphological evaluation of maxillary second molars with fused roots: a micro-CT study. *Int Endod J* 2017;50(12):1192-200.
87. Grove C. Why canals should be filled to the dentinocemental junction. *J Am Dent Assoc* 1930;17(11):2082-90.
88. Ricucci D. Apical limit of root canal instrumentation and obturation, part 1. Literature review. *Int Endod J* 1998;31(6):384-93.
89. Ricucci D, Langeland K. Apical limit of root canal instrumentation and obturation. Part 2. A histological study. *Int Endod J* 1998;31(6):394-409.
90. Kuttler Y. Microscopic investigation of root apices. *J Am Dent Assoc* 1955;50(5):544-52.
91. Dummer PM, McGinn JH, Rees DG. The position and topography of the apical canal constriction and apical foramen. *Int Endod J* 1984;17(4):192-8.
92. Martins JN, Marques D, Mata A, Caramês J. Clinical efficacy of electronic apex locators: systematic review. *J Endod* 2014;40(6):759-77.
93. Torabinejad M. Passive step-back technique. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1994;77(4):398-401.
94. Weiger R, Bartha T, Kalwitzki M, Löst C. A clinical method to determine the optimal apical preparation size. Part I. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006;102(5):686-91.
95. Mickel AK, Chogle S, Liddle J, Huffaker K, Jones JJ. The role of apical size determination and enlargement in the reduction of intracanal bacteria. *J Endod* 2007;33(1):21-3.
96. Rodrigues RCV, Zandi H, Kristoffersen AK, Enersen M, Mdala I, Ørstavik D, Rôças IN, Siqueira JF Jr. Influence of the apical preparation size and the irrigant type on bacterial reduction in root canal-treated teeth with apical periodontitis. *J Endod* 2017;43(7):1058-63.

97. Vera J, Hernández EM, Romero M, Arias A, van der Sluis LW. Effect of maintaining apical patency on irrigant penetration into the apical two millimeters of large root canals: an in vivo study. *J Endod* 2012;38(10):1340-3.
98. Saini HR, Tewari S, Sangwan P, Duhan J, Gupta A. Effect of different apical preparation sizes on outcome of primary endodontic treatment: a randomized controlled trial. *J Endod* 2012;38(10):1309-15.
99. Plotino G, Grande NM. Root canal shaping and debridement. In: Plotino G (Ed.). *Minimally invasive approaches in endodontic practice*. Padova: Piccin edizioni; 2020. p. 92.
100. Sjogren U, Hagglund B, Sundqvist G, Wing K. Factors affecting the long-term results of endodontic treatment. *J Endod* 1990;16(10):498-504.
101. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PM. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod Topics* 2005;10(1):30-76.
102. Schilder H. Cleaning and *shaping* the root canal. *Dent Clin North Am* 1974;18(2):269-96.
103. Byström A, Sundqvist G. Bacteriologic evaluation of the efficacy of mechanical root canal instrumentation in endodontic therapy. *Scand J Dent Res* 1981;89(4):321-8.
104. Orstavik D, Kerekes K, Molven O. Effects of extensive apical reaming and calcium hydroxide dressing on bacterial infection during treatment of apical periodontitis: a pilot study. *Int Endod J* 1991;24(1):1-7.
105. Arvaniti IS, Khabbaz MG. Influence of root canal taper on its cleanliness: a scanning electron microscopic study. *J Endod* 2011;37(6):871-4.
106. Zarei M, Javidi M, Afkhami F, Tanbakuchi B, Zadeh MM, Mohammadi MM. Influence of Root Canal Tapering on Smear Layer Removal. *N Y State Dent J* 2016;82(3):35-8.
107. Plotino G, Özyürek T, Grande NM, Gündoğar M. Influence of size and taper of basic root canal preparation on root canal cleanliness: a scanning electron microscopy study. *Int Endod J* 2019;52(3):343-51.
108. Peters LB, Wesselink PR. Periapical healing of endodontically treated teeth in one and two visits obturated in the presence or absence of detectable microorganisms. *Int Endod J* 2002;35(8):660-7.
109. Saleh IM, Ruyter IE, Haapasalo M, Ørstavik D. Survival of *Enterococcus faecalis* in infected dentinal tubules after root canal filling with different root canal sealers in vitro. *Int Endod J* 2004;37(3):193-8.
110. Sjögren U, Figdor D, Persson S, Sundqvist G. Influence of infection at the time of root filling on the outcome of endodontic treatment of teeth with apical periodontitis. *Int Endod J* 1997;30(5):297-306.
111. Langeland K. Tissue response to dental caries. *Endod Dent Traumatol* 1987;3(4):149-71.
112. Cameron CE. Cracked-tooth syndrome. *J Am Dent Assoc* 1964;68:405-11.
113. Sundqvist G. *Bacteriological studies of necrotic dental pulps*. Umeå: Umeå University; 1976.
114. Sundqvist G. Taxonomy, ecology, and pathogenicity of the root canal flora. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1994;78(4):522-30.
115. Nickel JC, Ruseska I, Wright JB, Costerton JW. Tobramycin resistance of *Pseudomonas aeruginosa* cells growing as a biofilm on urinary catheter material. *Antimicrob Agents Chemother*. 1985;27(4):619-24.
116. Franco V, Fabiani C. Tecniche di disinfezione endocanalare. In: Berutti E. *Manuale di Endodonzia*. Milano: Edizioni Edra; 2014. p. 455-64.
117. Zehnder M. Root canal irrigants. *J Endod* 2006;32(5):389-98.
118. Crane AB. *A predictable root canal technique*. Philadelphia: Lea & Febiger; 1920.
119. McDonnell G, Russell AD. Antiseptics and disinfectants: activity, action, and resistance. *Clin Microbiol Rev*. 1999;12(1):147-79.

120. Austin JH, Taylor HD. Behavior of hypochlorite and of chloramine-T solutions in contact with necrotic and normal tissue in vivo. *J Exp Med* 1918;27(5):627-33.
121. Spångberg L, Engström B, Langeland K. Biologic effects of dental materials. 3. Toxicity and antimicrobial effect of endodontic antiseptics in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1973;36(6):856-71.
122. Hülsmann M, Hahn W. Complications during root canal irrigation--literature review and case reports. *Int Endod J* 2000;33(3):186-93.
123. Sim TP, Knowles JC, Ng YL, Shelton J, Gulabivala K. Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. *Int Endod J* 2001;34(2):120-32.
124. Sirtes G, Waltimo T, Schaetzle M, Zehnder M. The effects of temperature on sodium hypochlorite short-term stability, pulp dissolution capacity, and antimicrobial efficacy. *J Endod* 2005;31(9):669-71.
125. Bystrom A, Sundqvist G. The antibacterial action of sodium hypochlorite and EDTA in 60 cases of endodontic therapy. *Int Endod J* 1985;18(1):35-40.
126. Lester KS, Boyde A. Scanning electron microscopy of instrumented, irrigated and filled root canals. *Br Dent J* 1977;143(11):359-67.
127. Zehnder M, Schmidlin P, Sener B, Waltimo T. Chelation in root canal therapy reconsidered. *J Endod* 2005;31(11):817-20.
128. Yoshida T, Shibata T, Shinohara T, Gomyo S, Sekine I. Clinical evaluation of the efficacy of EDTA solution as an endodontic irrigant. *J Endod* 1995;21(12):592-3.
129. De Deus G. *Shaping for cleaning the root canals. A clinical-based strategy*. Switzerland: Springer; 2022. p. 376.
130. Siqueira JF Jr, Rôças In. Clinical implications and microbiology of bacterial persistence after treatment procedures. *J Endod* 2008;34(11):1291-1301.e3.
131. Waltimo T, Trope M, Haapasalo M, Ørstavik D. Clinical efficacy of treatment procedures in endodontic infection control and one year follow-up of periapical healing. *J Endod* 2005;31(12):863-6.
132. Hatton EH, Skillen WG, Moen OH. Histologic findings in teeth with treated and filled root canals. *J Am Dent Assoc* 1928;15:56.
133. De-Deus G, Belladonna FG, Silva EJ, Marins JR, Souza EM, Perez R, Lopes RT, Versiani MA, Paciornik S, Neves Ade A. Micro-CT Evaluation of Non-instrumented Canal Areas with Different Enlargements Performed by NiTi Systems. *Braz Dent J* 2015;26(6):624-9.
134. Versiani MA, Leoni GB, Steier L, De-Deus G, Tassani S, Pécora JD, de Sousa-Neto MD. Micro-computed tomography study of oval-shaped canals prepared with the self-adjusting file, Reciproc, WaveOne, and ProTaper universal systems. *J Endod* 2013;39(8):1060-6.
135. Ricucci D, Loghin S, Siqueira JF Jr. Exuberant Biofilm infection in a lateral canal as the cause of short-term endodontic treatment failure: report of a case. *J Endod* 2013;39(5):712-8.
136. De-Deus G, Belladonna FG, Simões-Carvalho M, Cavalcante DM, Ramalho CNMJ, Souza EM, Lopes RT, Silva EJNL. *Shaping* efficiency as a function of time of a new heat-treated instrument. *Int Endod J* 2019;52(3):337-42.
137. Lima CO, Barbosa AFA, Ferreira CM, Augusto CM, Sassone LM, Lopes RT, Fidel SR, Silva EJNL. The impact of minimally invasive root canal preparation strategies on the ability to shape root canals of mandibular molars. *Int Endod J* 2020;53(12):1680-8.
138. Rover G, Belladonna FG, Bortoluzzi EA, De-Deus G, Silva EJNL, Teixeira CS. Influence of access cavity design on root canal detection, instrumentation efficacy, and fracture resistance assessed in maxillary molars. *J Endod* 2017;43(10):1657-62.

139. Vansan LP, Pécora JD, Costa WF, Maia Campos G. Effects of various irrigating solutions on the cleaning of the root canal with ultrasonic instrumentation. *Braz Dent J* 1990;1(1):37-44.
140. Paqué F, Laib A, Gautschi H, Zehnder M. Hard-tissue debris accumulation analysis by high-resolution computed tomography scans. *J Endod* 2009;35(7):1044-7.
141. Robinson JP, Lumley PJ, Claridge E, Cooper PR, Grover LM, Williams RL, Walmsley AD. An analytical Micro CT methodology for quantifying inorganic dentine debris following internal tooth preparation. *J Dent* 2012;40(11):999-1005.
142. Paqué F, Boessler C, Zehnder M. Accumulated hard tissue debris levels in mesial roots of mandibular molars after sequential irrigation steps. *Int Endod J* 2011;44(2):148-53.
143. Paqué F, Rechenberg DK, Zehnder M. Reduction of hard-tissue debris accumulation during rotary root canal instrumentation by etidronic acid in a sodium hypochlorite irrigant. *J Endod* 2012 ;38(5):692-5.
144. Paqué F, Al-Jadaa A, Kfir A. Hard-tissue debris accumulation created by conventional rotary versus self-adjusting file instrumentation in mesial root canal systems of mandibular molars. *Int Endod J* 2012;45(5):413-8.
145. Siqueira JF Jr, Pérez AR, Marceliano-Alves MF, Provenzano JC, Silva SG, Pires FR, Vieira GCS, Rôças IN, Alves FRF. What happens to unprepared root canal walls: a correlative analysis using micro-computed tomography and histology/scanning electron microscopy. *Int Endod J* 2018;51(5):501-508.
146. Zehnder M. Root canal irrigants. *J Endod* 2006;32(5):389-98.
147. Peters OA, Boessler C, Zehnder M. Effect of liquid and paste-type lubricants on torque values during simulated rotary root canal instrumentation. *Int Endod J* 2005;38(4):223-9.
148. Yguel-Henry S, Vannesson H, von Stebut J. High precision, simulated cutting efficiency measurement of endodontic root canal instruments: influence of file configuration and lubrication. *J Endod* 1990;16(9):418-22.
149. O'Hoy PY, Messer HH, Palamara JE. The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of NiTi files. *Int Endod J* 2003;36(11):724-32.
150. Haïkel Y, Serfaty R, Wilson P, Speisser JM, Allemann C. Cutting efficiency of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. *J Endod* 1998;24(11):736-9.
151. Calt S, Serper A. Time-dependent effects of EDTA on dentin structures. *J Endod* 2002;28(1):17-9.
152. Yamada RS, Armas A, Goldman M, Lin PS. A scanning electron microscopic comparison of a high volume final flush with several irrigating solutions: Part 3. *J Endod* 1983;9(4):137-42.
153. Peters OA, Peters C. Cleaning and shaping of the root canal system. In: *Hargreaves KM, Cohen S, editors. Cohen's pathways of the pulp*. St. Louis: Mosby; 2011. p. 283–348.
154. Haapasalo M, Shen Y, Qian W, Gao Y. Irrigation in endodontics. *Dent Clin North Am*. 2010;54(2):291-312.
155. Machtou P. L'irrigation en endodontie [Irrigation in endodontics]. *Actual Odontostomatol (Paris)*. 1980;34(131):387-94.
156. Bronnec F, Bouillaguet S, Machtou P. Ex vivo assessment of irrigant penetration and renewal during the final irrigation regimen. *Int Endod J* 2010;43(8):663-72.
157. Boutsoukis C, Psimma Z, van der Sluis LW. Factors affecting irrigant extrusion during root canal irrigation: a systematic review. *Int Endod J* 2013;46(7):599-618.
158. Plotino G, Cortese T, Grande NM, Leonardi DP, Di Giorgio G, Testarelli L, Gambarini G. New Technologies to Improve Root Canal Disinfection. *Braz Dent J* 2016;27(1):3-8.
159. Urban K, Donnermeyer D, Schäfer E, Bürklein S. Canal cleanliness using different irrigation activation systems: a SEM evaluation. *Clin Oral Investig* 2017;21(9):2681-2687.

160. Ma JZ, Shen Y, Al-Ashaw AJ, Khaleel HY, Yang Y, Wang ZJ, Peng B, Haapasalo M. Micro-computed tomography evaluation of the removal of calcium hydroxide medicament from C-shaped root canals of mandibular second molars. *Int Endod J* 2015;48(4):333-41.
161. Neuhaus KW, Liebi M, Stauffacher S, Eick S, Lussi A. Antibacterial Efficacy of a new sonic irrigation device for root canal disinfection. *J Endod* 2016;42(12):1799-1803.
162. Richman MJ. The use of ultrasonic in root canal therapy and root resection. *J Dent Med* 1957;12:8-12
163. Blank-Gonçalves LM, Nabeshima CK, Martins GH, Machado ME. Qualitative analysis of the removal of the smear layer in the apical third of curved roots: conventional irrigation versus activation systems. *J Endod* 2011;37(9):1268-71.
164. Metzler RS, Montgomery S. Effectiveness of ultrasonics and calcium hydroxide for the debridement of human mandibular molars. *J Endod* 1989;15(8):373-8.
165. Al-Jadaa A, Paqué F, Attin T, Zehnder M. Necrotic pulp tissue dissolution by passive ultrasonic irrigation in simulated accessory canals: impact of canal location and angulation. *Int Endod J* 2009;42(1):59-65.
166. De Gregorio C, Estevez R, Cisneros R, Paranjpe A, Cohenca N. Efficacy of different irrigation and activation systems on the penetration of sodium hypochlorite into simulated lateral canals and up to working length: an in vitro study. *J Endod* 2010;36(7):1216-21.
167. Nagendrababu V, Jayaraman J, Suresh A, Kalyanasundaram S, Neelakantan P. Effectiveness of ultrasonically activated irrigation on root canal disinfection: a systematic review of in vitro studies. *Clin Oral Investig* 2018;22(2):655-670.
168. Wu MK, Wesselink PR. A primary observation on the preparation and obturation of oval canals. *Int Endod J*. 2001;34(2):137-41.
169. Hof R, Perevalov V, Eltanani M, Zary R, Metzger Z. The self-adjusting file (SAF). Part 2: mechanical analysis. *J Endod* 2010;36(4):691-6
170. Metzger Z. The self-adjusting file (SAF) system: An evidence-based update. *J Conserv Dent* 2014;17(5):401-19
171. Metzger Z, Teperovich E, Zary R, Cohen R, Hof R. The self-adjusting file (SAF). Part 1: respecting the root canal anatomy--a new concept of endodontic files and its implementation. *J Endod* 2010;36(4):679-90
172. Metzger Z, Teperovich E, Cohen R, Zary R, Paqué F, Hülsmann M. The self-adjusting file (SAF). Part 3: removal of debris and smear layer--A scanning electron microscope study. *J Endod* 2010;36(4):697-702.
173. Siqueira JF Jr, Alves FR, Almeida BM, de Oliveira JC, Rôças IN. Ability of chemomechanical preparation with either rotary instruments or self-adjusting file to disinfect oval-shaped root canals. *J Endod* 2010;36(11):1860-5
174. De-Deus G, Accorsi-Mendonça T, de Carvalho e Silva L, Leite CA, da Silva D, Moreira EJ. Self-adjusting file cleaning-shaping-irrigation system improves root-filling bond strength. *J Endod* 2013;39(2):254-7.
175. Siqueira JF Jr, Alves FR, Versiani MA, Rôças IN, Almeida BM, Neves MA, Sousa-Neto MD. Correlative bacteriologic and micro-computed tomographic analysis of mandibular molar mesial canals prepared by self-adjusting file, reciproc, and twisted file systems. *J Endod* 2013;39(8):1044-50.
176. Lottanti S, Gautschi H, Sener B, Zehnder M. Effects of ethylenediaminetetraacetic, etidronic and peracetic acid irrigation on human root dentine and the smear layer. *Int Endod J* 2009;42(4):335-43. doi: 10.1111/j.1365-2591.2008.01514.
177. Morago A, Ordinola-Zapata R, Ferrer-Luque CM, Baca P, Ruiz-Linares M, Arias-Moliz MT. Influence of Smear Layer on the Antimicrobial Activity of a Sodium Hypochlorite/Etidronic Acid Irrigating Solution in Infected Dentin. *J Endod* 2016;42(11):1647-1650. doi: 10.1016/j.joen.2016.07.023

178. Neelakantan P, Varughese AA, Sharma S, Subbarao CV, Zehnder M, De-Deus G. Continuous chelation irrigation improves the adhesion of epoxy resin-based root canal sealer to root dentine. *Int Endod J* 2012;45(12):1097-102.
179. De-Deus G, Namen F, Galan J Jr, Zehnder M. Soft chelating irrigation protocol optimizes bonding quality of Resilon/Epiphany root fillings. *J Endod* 2008;34(6):703-5.
180. Eick JD, Wilko RA, Anderson CH, Sorensen SE. Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microprobe. *J Dent Res* 1970;49(6):1359-68.
181. McComb D, Smith DC. A preliminary scanning electron microscopic study of root canals after endodontic procedures. *J Endod* 1975;1(7):238-42.
182. George S, Kishen A, Song KP. The role of environmental changes on monospecies biofilm formation on root canal wall by *Enterococcus faecalis*. *J Endod* 2005;31(12):867-72.
183. Ørstavik D, Haapasalo M. Disinfection by endodontic irrigants and dressings of experimentally infected dentinal tubules. *Endodontics and Dental Traumatology* 1990;6:142-9.
184. Azim AA, Piasecki L, da Silva Neto UX, Cruz ATG, Azim KA. XP Shaper, A novel adaptive core rotary instrument: micro-computed tomographic analysis of its shaping abilities. *J Endod* 2017;43(9):1532-38.
185. Susin L, Liu Y, Yoon JC, Parente JM, Loushine RJ, Ricucci D, Bryan T, Weller RN, Pashley DH, Tay FR. Canal and isthmus debridement efficacies of two irrigant agitation techniques in a closed system. *Int Endod J* 2010;43(12):1077-90.
186. Tay FR, Gu LS, Schoeffel GJ, Wimmer C, Susin L, Zhang K, Arun SN, Kim J, Looney SW, Pashley DH. Effect of vapor lock on root canal debridement by using a side-vented needle for positive-pressure irrigant delivery. *J Endod* 2010;36(4):745-50.
187. Bedini R, Pecci R, Ioppolo P, Meleo D, Bianco A, Casti P. *Proposta di valutazione microtomografica di alcuni sostituti ossei*. Roma: Istituto Superiore di Sanità; 2009. (Rapporti ISTISAN 09/10).
188. 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;44(1):168-172
189. Uslu G, Özyürek T, Yılmaz K, Gündoğar M, Plotino G. Apically extruded debris during root canal instrumentation with reciproc Blue, HyFlex EDM, and XP-endo Shaper Nickel-titanium Files. *J Endod* 2018;44(5):856-859.
190. Azim AA, Wang HH, Tarrosh M, Azim KA, Piasecki L. Comparison between Single-file Rotary Systems: Part 1-Efficiency, Effectiveness, and Adverse Effects in Endodontic Retreatment. *J Endod* 2018;44(11):1720-1724.
191. Pacheco-Yanes J, Gazzaneo I, Pérez AR, Armada L, Neves MAS. Transportation assessment in artificial curved canals after instrumentation with Reciproc, Reciproc Blue, and XP-endo Shaper Systems. *J Investig Clin Dent* 2019;10(3):e12417
192. Leoni GB, Versiani MA, Silva-Sousa YT, Bruniera JF, Pécora JD, Sousa-Neto MD. Ex vivo evaluation of four final irrigation protocols on the removal of hard-tissue debris from the mesial root canal system of mandibular first molars. *Int Endod J* 2017;50(4):398-406.
193. Wigler R, Dvir R, Weisman A, Matalon S, Kfir A. Efficacy of XP-endo finisher files in the removal of calcium hydroxide paste from artificial standardized grooves in the apical third of oval root canals. *Int Endod J* 2017;50(7):700-5.
194. Azim AA, Aksel H, Zhuang T, Mashtare T, Babu JP, Huang GT. Efficacy of 4 irrigation protocols in killing bacteria colonized in dentinal tubules examined by a novel confocal laser scanning microscope analysis. *J Endod* 2016;42(6):928-34.

195. Alves FRF, Marceliano-Alves MF, Sousa JCN, Silveira SB, Provenzano JC, Siqueira JFJr. Removal of root canal fillings in curved canals using either reciprocating single- or rotary multi-instrument systems and a supplementary step with the xp-endo finisher. *J Endod* 2016;42(7):1114-9.
196. Gazzaneo I, Amoroso-Silva P, Pacheco-Yanes J, Alves FRF, Marceliano-Alves M, Olivares P, Meto A, Mdala I, Siqueira JFJr, Rôças In. Disinfecting and shaping type i c-shaped root canals: a correlative micro-computed tomographic and molecular microbiology study. *J Endod* 2021;47(4):621-30.

*Serie Rapporti ISTISAN
numero di luglio 2023, Suppl. 3°*

*Stampato in proprio
Servizio Comunicazione Scientifica – Istituto Superiore di Sanità*

Roma, luglio 2023