

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI NAPOLI FEDERICO II



DOTTORATO DI RICERCA IN
MEDICINA CLINICA E SPERIMENTALE
CURRICULUM IN SCIENZE ODONTOSTOMATOLOGICHE

XXX Ciclo
(Anni 2014-2017)

Coordinatore: Prof. Gianni Marone

TESI DI DOTTORATO

*Tecniche di sagomatura e preparazione dei canali radicolari
con differenti strumenti in Ni-Ti a rotazione continua vs.
rotazione reciprocante valutati con micro-CT:*

studio sperimentale

TUTOR/RELATORE

Chiar.mo
Prof. Sandro Rengo



CANDIDATO

Dott. Giuseppe Pantaleo

INDICE

1. Introduzione	3
2. Leghe Nichel-Titanio in Endodonzia	7
2.1 Fasi della lega Ni-Ti.....	9
2.2 Proprietà fisico-meccaniche della lega Nichel-Titanio.....	10
2.3 Limiti e fattori di rischio degli strumenti endodontici in Nichel-Titanio.....	13
3. Innovazioni: i Nuovi Processi Produttivi	17
4. Sagomatura Meccanica del Canale: Rotazione Continua e Rotazione Reciprocante	19
4.1 Rotazione continua.....	21
4.2 Rotazione alternata.....	23
5. Microcomputed Tomography: Studio dell'Anatomia endodontica	27
6. Scopo del lavoro	30
7. Materiali e Metodi	30
7.1 Scansione dei campioni.....	36
7.2 Ricostruzioni tridimensionali.....	37
7.3 Analisi delle immagini 3D.....	39
7.4 Analisi statistica.....	40
8. Risultati	40
9. Discussione	41
10. Conclusioni	46
11. Bibliografia	48

1. Introduzione

L'American Association of Endodontists,¹ nel suo "Quality Assurance Guidelines" pubblicato nel 1987, definisce l'*Endodonzia* come quella branca dell'odontoiatria che si occupa della morfologia, fisiologia e patologia della polpa dentale umana e dei tessuti periradicolari, elencandone così gli scopi:

- Diagnosi differenziale e trattamento dei dolori orali di origine pulpare e/o periradicolare
- Terapia della polpa vitale, come incappucciamento pulpare e pulpotomie
- Terapia canalare, come pulpectomia, trattamento non chirurgico dei sistemi dei canali radicolari con o senza patologia periradicolare di origine pulpare e otturazione di questi sistemi di canali radicolari
- Rimozione chirurgica selettiva di tessuti patologici risultanti da patologia pulpare;
- Rimozione chirurgica di strutture dentali, come apicectomia, emisezione e amputazione radicolare
- Sbiancamento di denti discolorati
- Ritattamento di denti precedentemente trattati endodonticamente
- Trattamenti riferiti a restauri corali, intendendo preparazione di perni che interessano lo spazio del canale radicolare.

La risoluzione del dolore derivante dalle patologie pulpari o periapicali rimane l'obiettivo primario del trattamento endodontico che deve eradicare le infezioni intraradicolari ed extraradicolari e richiede che i materiali inseriti nel canale radicolare siano innocui e non causino reazioni tissutali dannose o complicazioni di natura sistemica.²

In accordo con quanto affermano Schilder,³ Weine,⁴ Bence⁵ e tutta la letteratura moderna, le tre tappe basilari del trattamento endodontico, strettamente correlate tra loro ed indispensabili per arrivare al successo in endodonzia, sono:

1. **Fase diagnostica**, durante la quale si chiarisce quale è la causa della malattia e si esegue un corretto piano di trattamento;
2. **Fase preparatoria**, durante la quale, attraverso la detersione e sagomatura del canale, si rimuove il contenuto canalare e si dà al canale stesso una forma adatta a ricevere un'otturazione tridimensionale;
3. **Fase dell'otturazione**, durante la quale il canale viene otturato con un materiale inerte, capace di assicurare un completo sigillo.

Tutti i denti possono essere trattati endodonticamente con successo e quindi, in teoria, non esistono controindicazioni alla terapia, purché i denti siano parodontalmente sani o comunque curabili e purché si riesca ad attuare il sigillo del/dei forami apicali.⁶

La fase diagnostica, prima tappa della terapia endodontica, deve mirare ad individuare la causa di malattia dentale e fare una cernita degli elementi dentari candidabili all'approccio endodontico.

Con l'isolamento del campo e quindi l'utilizzo obbligatorio della diga di gomma in endodonzia,⁷ ha inizio la fase preparatoria del trattamento endodontico.

La fase preparatoria è il secondo momento in ordine temporale del trattamento endodontico e rappresenta la 'conditio sine qua non' per la fase finale dell'otturazione.

È un momento estremamente importante, durante il quale l'*Endodontista* deve perseguire fondamentalmente due scopi: rimuovere tutto il tessuto pulpare, i batteri e

i residui necrotici dallo spazio endodontico (**Cleaning**), e sagomare adeguatamente il canale (**Shaping**)⁸ in modo da facilitare l'otturazione tridimensionale con materiali che sigillino l'intero sistema canalare (**Filling**), impedendo così l'infiltrazione batterica, l'eventuale sopravvivenza di microrganismi patogeni e la comparsa di recidive.^{9, 10}

Al fine di eseguire una sagomatura appropriata è necessario rispettare i seguenti principi generali, meccanici e biologici:¹¹

- Ottenere preparazioni tronco coniche dall'apice all'orifizio canalare nel rispetto dall'anatomia originaria, conservando la massima struttura radicolare possibile. La conformazione conica permette una maggiore penetrazione e quindi un migliore effetto delle soluzioni detergenti, favorisce l'applicazione del materiale da otturazione e determina in questo modo una maggiore ermeticità e una sua maggiore adesione alle pareti;⁹
- Creare canali sufficientemente svasati da accogliere adeguate quantità di soluzioni irriganti, grazie ad una rimozione precoce delle interferenze dentinali nel terzo coronale;¹²
- Mantenere la posizione ed il diametro del forame, evitandone il trasporto;
- Ottenere la rimozione dei detriti dal sistema canalare, evitando di forzare materiale (necrotico e non) oltre il forame apicale, riducendo la frequenza di dolori post-operatori;¹³
- Rispettare l'anatomia originaria del canale effettuando una preparazione specifica per ogni canale.

La fabbricazione dei primi strumenti per uso endodontico risale al 1875.⁶ Questi strumenti primitivi, foggiate a mano da sottili fili di acciaio, funzionavano più o meno come i tiranervi di oggi.

Nel 1961 Ingle¹⁴ stabilì per gli strumenti endodontici una forma basilare standardizzata (fig. 1A) e colori codificati (fig. 1B), usando nuovi materiali: acciaio inossidabile (mescolanza di puro ferro 74%, cromo 18% e nichel 8%) anziché acciaio al carbonio (mescolanza di puro ferro o ferrite 93,31% e carburo di ferro o cementite 6,69%).¹⁵

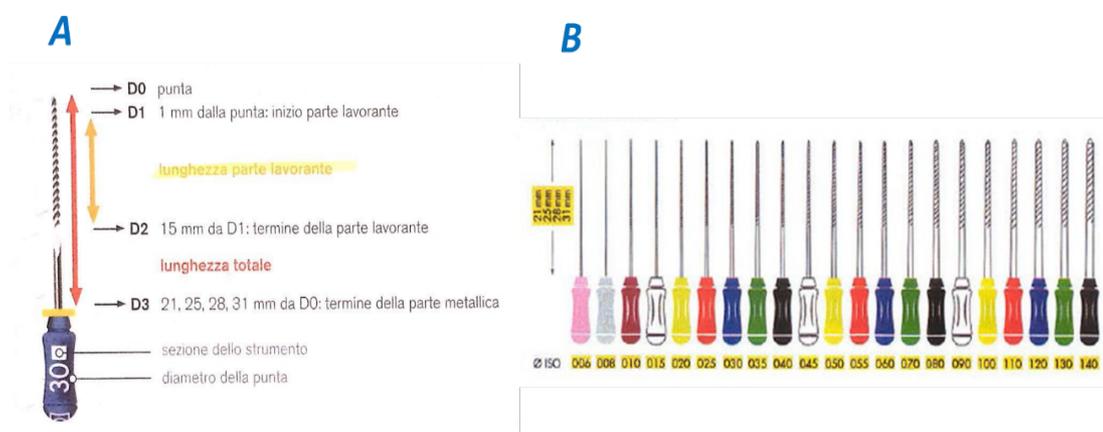


Fig. 1 – A: Standardizzazione strumenti ISO; **B:** Colorazione ISO di strumenti endodontici manuali.

Nel 1965, l'American Association of Endodontists¹⁶ adottò la terminologia e la nomenclatura del sistema standardizzato proposto e nel giugno del 1976 il Consiglio dei Materiali e Strumenti Dentali dell'American Dental Association¹⁷ approvò la specifica N° 28 dell'A.D.A., nella quale venivano stabilite le norme per la classificazione, le proprietà fisiche richieste, i procedimenti per le indagini e i test della campionatura e la preparazione per la distribuzione delle lime e degli allargacanalì.¹⁸ Pertanto, la standardizzazione e l'accordo tra le varie case produttrici è un'acquisizione piuttosto recente.

Per anni quindi, gli unici strumenti a disposizione dell'endodontista per sagomare i canali radicolari e prepararli ad accogliere un materiale da otturazione sono stati gli *Strumenti Manuali in Acciaio Inossidabile*.

E' possibile ottenere una preparazione di forma conica attraverso l'uso di strumenti manuali di differente diametro apicale in sequenze specifiche, dettate da alcune tecniche di trattamento come la "step-back",¹⁹ la "step-down",²⁰ la "crown-down"²¹ o la "balanced forces".²²

I principali inconvenienti derivanti dall'utilizzo manuale degli strumenti in acciaio sono riconducibili alle proprietà intrinseche degli stessi strumenti, la cui elevata rigidità non permette un adeguato adattamento alle tortuosità dei canali radicolari e la cui forma quasi cilindrica (conicità ISO del 2%) rende molto laboriose le tecniche finalizzate ad ottenere preparazioni tronco-coniche dei canali.

2. Leghe in Nichel-Titanio in Endodonzia

Le *Leghe Nichel-Titanio (Ni-Ti)* sono state sviluppate per usi industriali all'inizio degli anni Sessanta dall'Americano Buehler.

Negli ultimi anni il Ni-Ti si è affermato in endodonzia come la più grande innovazione nell'ambito della strumentazione del sistema dei canali radicolari, in particolare attraverso l'impiego di lime rotanti.^{2, 23}

L'introduzione del Ni-Ti ha portato indiscussi vantaggi, riassumibili essenzialmente in tre punti:²⁴

- ❖ Velocizzazione delle procedure operative → la particolare efficacia di taglio degli strumenti Ni-Ti e l'utilizzo delle conicità aumentate hanno permesso di ridurre sensibilmente il numero di strumenti necessari per ottenere

un'adeguata sagomatura tronco-conica del canale e di spendere quindi meno tempo per raggiungere tali obiettivi;

- ❖ Semplificazione delle procedure operative → la tecnica di utilizzo è più semplice e immediata rispetto ai tradizionali sistemi manuali in virtù dell'estrema flessibilità della lega Ni-Ti e dell'utilizzo della rotazione continua o reciprocante. Questo permette una riduzione di errori iatrogeni (false strade, gradini e trasporto del canale) ed una semplificazione dell'intera procedura;
- ❖ Predicibilità ed efficacia del trattamento → l'incremento di conicità degli strumenti Ni-Ti permette di raggiungere diametri trasversi di preparazione più adeguati. Maggiori diametri di preparazione migliorano la capacità di rimozione meccanica dei contaminanti da parte dello strumento e, al tempo stesso, aumentano l'area su cui le soluzioni irriganti riescono a esplicare la loro azione chimica, favorendo in tal modo la loro diffusione fino alla regione apicale.²⁵ Inoltre anche le procedure dell'otturazione canalare sono semplificate e rese più predicibili.

Gli obiettivi da ricercare, quindi, nelle moderne tecniche di preparazione con strumenti rotanti in Ni-Ti sono:²⁶

- Rispetto dell'anatomia
- Riduzione del numero di strumenti
- Elevata efficienza di taglio
- Sicurezza, in termini di % di frattura
- Versatilità nei confronti delle diverse anatomie
- Compatibilità con le differenti tecniche d'otturazione

2.1 Fasi della lega Ni-Ti

La lega Nichel–Titanio per uso endodontico conteneva originariamente il 55% di nichel ed il 45% di titanio in un rapporto atomico dei suoi componenti di 1:1. Successivamente è stato aggiunto l'1,5% di cobalto, così da portare la temperatura di transizione minima a 37°C.¹⁵

Si tratta di un composto intermetallico di formula *Ni-Ti 55-45*, che allo stato solido esiste in tre fasi cristallografiche (fig. 2):

- **Fase Austenitica** più stabile a reticolo cubico a corpo centrato;
- **Fase Martensitica** più duttile ma instabile a reticolo esagonale compatto;
- **Fase Intermedia** o **R** composta a sua volta da una serie di fasi intermedie che si trasformano l'una nell'altra, senza variazione di forma cristallografica.²⁷

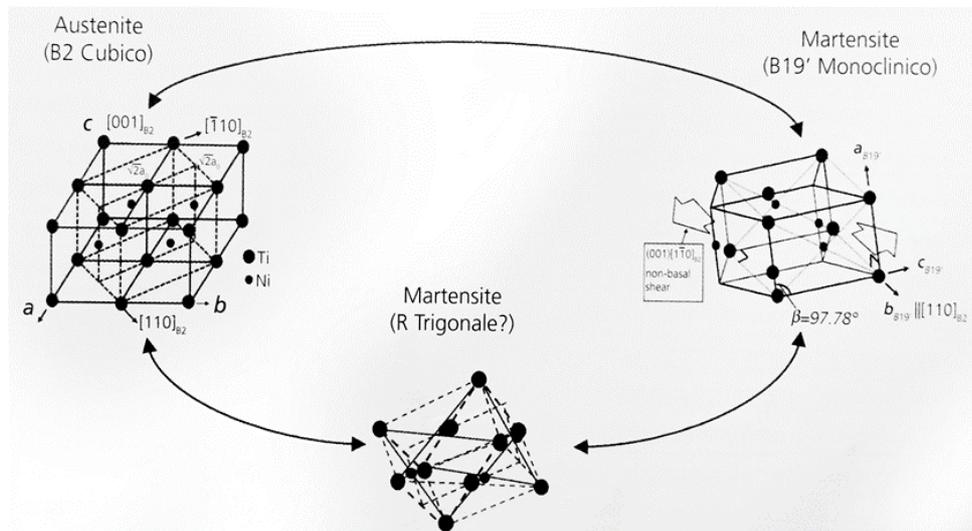


Fig. 2 – Fasi cristallografiche della lega Ni-Ti

Ciascuna fase cristallina esiste in un ben determinato intervallo di temperatura ed il processo di trasformazione di una fase in un'altra può avvenire nell'ambito compreso fra due temperature definite come temperatura di inizio e temperatura di fine trasformazione.²⁸

La lega Ni-Ti allo stato di riposo (o a temperatura ambiente) si trova nella fase austenitica e nella fase intermedia R,²⁸ ma se viene sottoposta ad adeguate sollecitazioni meccaniche o termiche cambia fase cristallina.

Al cessare della sollecitazione meccanica o termica, la lega ritorna nella sua fase austenitica meno elastica, ma più stabile e resistente.²⁹

La trasformazione martensitica si può determinare quindi in due modi:

- Tramite la variazione della temperatura (Thermally Induced Martensite o TIM);
- Tramite l'applicazione di una adeguata sollecitazione meccanica (Stress Induced Martensite o SIM), come nel caso degli strumenti endodontici al contatto con le pareti canalari.³⁰

2.2 Proprietà fisico-meccaniche della lega Nichel–Titanio

I motivi per cui la lega Ni-Ti rappresenta la più grande innovazione nell'ambito della strumentazione del sistema dei canali radicolari,^{2, 23} sono da ricercare nelle caratteristiche intrinseche che questa lega presenta.

La ***Superelasticità*** (Superelastic Effect o SE) è l'attitudine della lega a subire ampie deformazioni reversibili in campo elastico in virtù di un carico costante, non in conseguenza di un fenomeno di scorrimento dei piani, bensì attraverso un cambiamento della struttura cristallina (fig. 3).

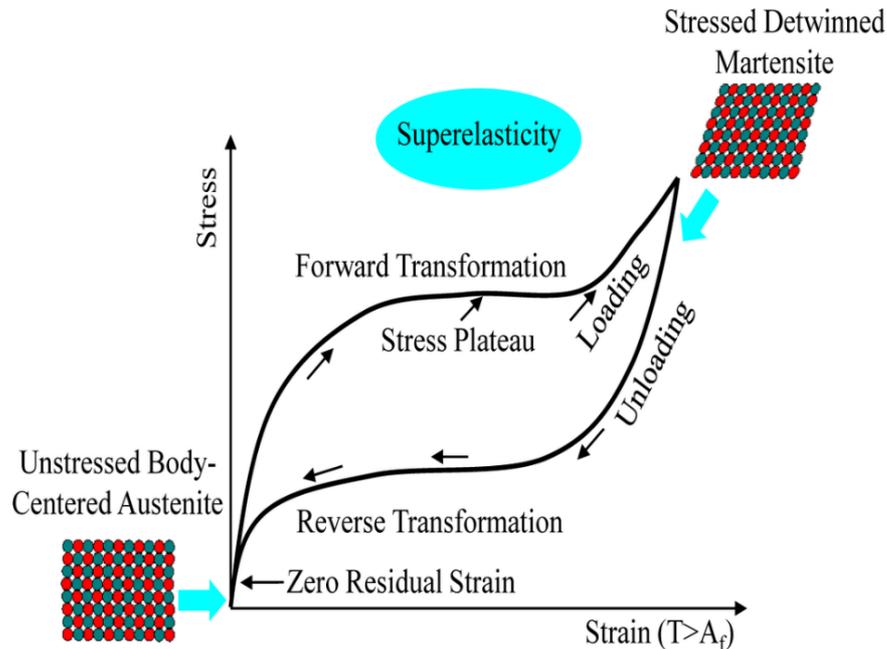


Fig. 3 – Superelasticità: curva sforzo-deformazione

La superelasticità è una proprietà che conferisce al Ni-Ti la capacità di flettersi ed adattarsi alla conformazione del canale, consentendo allo strumento di sagomare, in rotazione, mantenendo una posizione centrata anche in presenza di curvature accentuate.²⁶ In questo modo si minimizza la forza di ritorno elastico (restoring force) tipica degli strumenti in acciaio, ed i suoi effetti negativi (perforazioni, stripping e intasamenti) sulla traiettoria originaria del canale.³¹

La **Memoria di Forma** (Shape Memory Alloys o SMA) è la capacità che hanno le leghe Ni-Ti di recuperare la loro forma originaria anche dopo aver subito una notevole deformazione.¹⁵ Se sottoponiamo uno strumento Ni-Ti ad una flessione di 80°, lo strumento tende a recuperare immediatamente la sua forma originaria con una deformazione residua inferiore ai 5°, là dove uno strumento in acciaio presenterebbe una deformazione residua di ben 60°.

La **Resilienza** è la capacità di un materiale di assorbire l'energia trasmessagli, senza che si deformi o fratturi; negli strumenti Ni-Ti questo consente agli stessi di non subire deformazioni plastiche quando lavorano all'interno di canali curvi.¹⁵

La **Flessibilità** è la capacità di un corpo di deformarsi in maniera elastica e quindi la tendenza del corpo stesso, sottoposto ad un carico deformante, a riassumere la sua morfologia originaria. Le leghe Ni-Ti permettono agli endodontisti di avere strumenti particolarmente flessibili, con una flessibilità almeno 2 - 3 volte superiore rispetto all'acciaio, che lavorano più centrati nel canale rispettando maggiormente l'anatomia canalare. All'applicazione di uno stress, la lega Ni-Ti risponde con una caratteristica curva carico-scarico e una minima deformazione residua (fig.4).

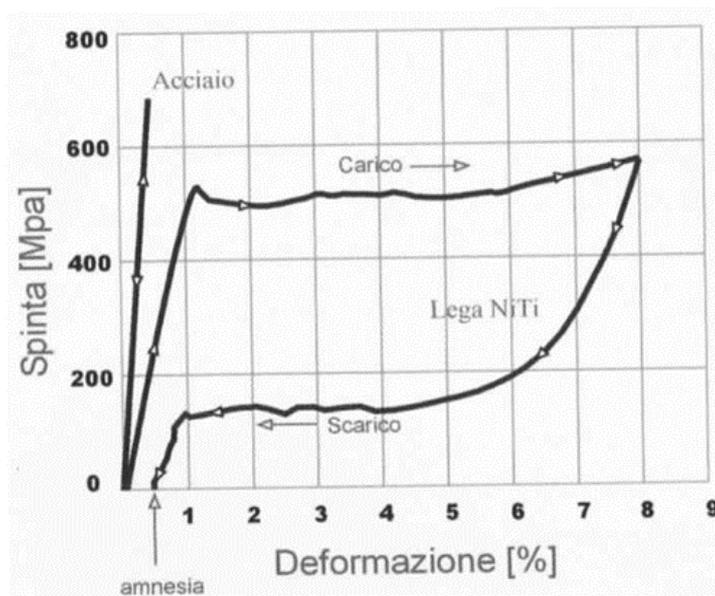


Fig. 4 – Comportamento dell'acciaio e della lega Ni-Ti alla deformazione applicata. L'acciaio ha una deformazione lineare; nella lega Ni-Ti al cessare della forza applicata la quantità di deformazione permanente è quasi nulla

La lega Ni-Ti conferisce agli strumenti endodontici una *Resistenza alla Fatica*, *Flessione e Torsione*. L'introduzione del titanio tra i componenti di una lega infatti ne determina un alto rapporto forza-peso, il che garantisce allo strumento un limite di flessibilità più elevato. Contemporaneamente, è aumentata anche la resistenza alla

frattura determinata dalle forze torsionali, poiché queste vengono assorbite e distribuite in modo da non creare zone di sovraccarico durante l'utilizzo clinico, specialmente nella regione più debole, cioè la punta. Naturalmente tutto ciò non vuol dire, come vedremo meglio in seguito, che la lega Ni-Ti non si fratturi se sottoposta a carichi e/o torsioni eccessive.¹⁵

La possibilità di lavorare la lega Ni-Ti per intaglio determina una *Maggiore Precisione del Disegno*, con bordi ed angoli più accurati che assicurano una maggiore conformità nella preparazione delle pareti canalari. La lavorazione per intaglio, infine, è più vantaggioso anche perché evita allo strumento lo stress ed il pericolo da stiramento delle spire derivanti dalla fabbricazione per torsione.¹⁵

Tutte queste proprietà fisico meccaniche della lega Ni-Ti, unite alla possibilità di produrre strumenti endodontici per intaglio e non più per torsione come accadeva per gli strumenti in acciaio, hanno portato alla produzione di strumenti a conicità diverse dalla classica 2%, con possibilità di avere strumenti a *Conicità Aumentata*.

Questo permette agli stessi strumenti di lavorare su zone sempre più ristrette del canale, il che si traduce in minori stress torsionali ed una rimozione di dentina più selettiva. Ancora, con gli strumenti a conicità crescente è possibile una preparazione canalare con forma e diametri prevedibili.

2.3 Limiti e fattori di rischio degli strumenti endodontici in Nichel-Titanio

Pur essendo il Nichel-Titanio una lega dalle proprietà meccaniche uniche, l'utilizzo sicuro degli strumenti in Ni-Ti prevede un'attenta valutazione delle condizioni del canale in cui si lavora. Si deve tener presente che, per la loro natura autocentrante, gli

strumenti Ni-Ti non sono in grado di bypassare gradini, false strade e strumenti rotti che costituiscono condizioni le quali ne controindicano in maniera assoluta l'utilizzo.⁶

Inoltre, essendo utilizzati nella preparazione rotante dell'endodonto, gli strumenti Ni-Ti sono sottoposti a sollecitazioni di particolare intensità, cui corrispondono elevati stress strutturali che possono comportare un aumento del rischio di frattura dovuto principalmente allo *Stress da Flessione* (frattura da fatica) e allo *Stress da Torsione* (frattura da torque),³² specialmente in canali caratterizzati da anatomie tortuose.

La **Frattura** è un processo irreversibile durante il quale si formano nuove superfici libere in un corpo solido in uno stato di sforzo e deformazione, in particolari condizioni ambientali. In relazione alle proprietà intrinseche di un materiale possiamo avere due tipologie di frattura:

- La **Frattura Duttile** si ha quando il materiale che viene sottoposto allo sforzo, prima di arrivare a rottura, si deforma sensibilmente nel campo plastico, assorbendo quindi parte dell'energia;
- La **Frattura Fragile** si ha quando il materiale che viene sottoposto allo sforzo non subisce, almeno macroscopicamente, deformazione plastica e si frattura in campo elastico. Avviene all'improvviso, senza segni premonitori. E' legata alla presenza di micro-cricche che si propagano rapidamente.¹⁵

Quando uno strumento in Ni-Ti è sollecitato da forze statiche o dinamiche, non si limita a resistere o a fratturarsi, ma attraversa in maniera dinamica, le seguenti fasi:³³

- ❖ Deformazione reversibile o elastica;
- ❖ Deformazione irreversibile o plastica;
- ❖ Frattura.

Possiamo quindi dire che, normalmente, gli strumenti in Ni-Ti hanno un comportamento di tipo duttile.

Negli strumenti endodontici in Nichel-Titanio le fratture avvengono essenzialmente per torsione e per fatica ciclica.

Un corpo è soggetto a torsione quando le forze applicate tendono ad alterare il suo avvolgimento ad elica. All'aumentare delle forze applicate, o per meglio dire, all'aumentare del momento della coppia torsionale, aumenta la deformazione fino a raggiungere un limite, detto di elasticità di torsione, superato il quale lo strumento endodontico presenta una deformazione plastica permanente, visibile all'osservazione come uno srotolamento, uno stiramento, una perdita del passo, aspetti che indicano un alto rischio di frattura per torsione; infatti, il passo successivo di deformazione causa la separazione dello strumento. Tale tipo di frattura si verifica tanto più frequentemente quanto minore risulta la sezione dello strumento e quanto maggiore il torque applicato dal manipolo allo strumento stesso.¹⁵ La frattura per torsione si manifesta per una coppia di forze che agiscono lungo l'asse dello strumento, contrapposte tra loro e ortogonali all'asse stesso. Essa si può avere per:

- Blocco in punta (Taper-lock);³⁴
- Blocco da ostruzione delle spire per eccesso di detriti/frattura da riporto.

Un corpo è sollecitato a fatica quando su di lui agisce una sollecitazione ciclica. La rotazione in flessione all'interno di una curvatura canalare degli strumenti endodontici determina il processo di fatica ciclica e conseguente frattura. Il processo di frattura da fatica è caratterizzato da tre differenti passaggi:

- Formazione dei crack → un piccolo crack si forma su alcuni punti di elevata concentrazione di stress;

- Propagazione dei crack → aumentano in relazione a ogni ciclo di stress;
- Frattura finale → avviene immediatamente dopo che l'avanzamento dei crack ha raggiunto un punto critico.

Da ricerche condotte su strumenti in Nichel-Titanio¹⁵ si rileva che la causa più frequente di frattura è quella per torsione (55,7%), rispetto a quella per fatica ciclica (44,3%); inoltre nei test di fatica ciclica si è visto che all'aumentare della taglia dello strumento diminuisce la resistenza alla fatica ciclica.

In conclusione, quanto maggiore sarà la massa dello strumento, quindi la sua rigidità, minore sarà la sua resistenza alla fatica ciclica.¹⁵

L'*Usura* è la perdita progressiva di materiale da superfici solide a contatto e in moto relativo tra di loro. L'attrito è la causa principale dell'usura, la quale comporta i seguenti effetti:

- Alterazione delle dimensioni dei pezzi;
- Degradazione delle caratteristiche superficiali.

L'attrito è una forza necessaria ed inevitabile che viene esercitata tra due solidi a contatto tra loro e che si oppone al moto relativo dei due. Per diminuire l'attrito è necessario ridurre il numero di contatti tra le due superfici (in questo caso strumento e dentina), interponendo delle sostanze che lubrificano; in endodonzia, i lubrificanti trovano applicazione tutte le volte che si voglia ridurre la resistenza torsionale e migliorare lo scivolamento dello strumento all'interno dei canali, in particolar modo stretti e tortuosi.¹⁵

Per quanto concerne la *Vita Utile* di uno strumento si intende, invece, la quantità di tempo entro il quale l'utensile lavora sulla dentina mantenendo parametri ideali di

resistenza alla flessione e alla torsione, una buona efficienza di taglio, e non sono osservabili deformazioni e/o modifiche macroscopiche della sua superficie.

In condizioni di lavoro che prevedono il bagno in ipoclorito di sodio e la sterilizzazione, gli strumenti in Ni-Ti si deteriorano più velocemente, rispetto agli strumenti in acciaio. Ciò non per l'azione dell'ipoclorito, il quale non ha alcun effetto sulla lega (contrariamente a quanto accade per l'acciaio), ma per l'azione della sterilizzazione in autoclave che, a causa dell'ambiente ricco di ossigeno, determina fenomeni di ossidazione delle componenti superficiali della lega e riduzione della resistenza meccanica.^{35, 36}

In relazione al numero di utilizzi di uno strumento rotante in Ni-Ti, esistono pareri discordanti. Ruddle,³⁷ ad esempio, è propenso ad utilizzare uno strumento una sola volta, al fine di ridurre al minimo il rischio di frattura da fatica o da usura; altri invece, come Buchanan,³⁸ sono concordi nel affermare che sia possibile utilizzare uno stesso strumento in Ni-Ti più volte, sempre tenendo in considerazione, però, che è opportuno eliminare uno strumento dopo averlo adoperato in un canale caratterizzato da calcificazioni o con severe anfrattuosità e curvature, anche se è stato usato per la prima volta. Perciò, prima di ogni utilizzo, è bene valutare lo stato dello strumento.

3. Innovazioni: i Nuovi Processi Produttivi

Nonostante gli innegabili vantaggi della lega Ni-Ti, la strumentazione rotante incontra ancora dei problemi legati per lo più all'aumentato rischio di frattura intraoperatoria, ed alla relativa rigidità degli strumenti a conicità aumentate.

Negli anni sono stati effettuati numerosi tentativi atti a migliorare le caratteristiche degli strumenti variandone disegno, dimensioni e sequenze operative, mentre poco è stato proposto in ambito di ulteriori significative innovazioni delle proprietà della lega Ni-Ti. Solo di recente si è registrato un certo interesse da parte delle case produttrici nell'utilizzare nuove leghe e processi di produzione diversi dalla comune tornitura impiegata finora. Tali processi sono tesi a non indebolire gli strumenti in fase di fabbricazione, e si avvalgono di particolari trattamenti termici sulla lega e metodiche di produzione innovative in grado di conservare ed incrementare le proprietà meccaniche degli strumenti.

Il miglioramento nella metallurgia degli strumenti in Nichel-Titanio ha inizio nel 2007, quando le case costruttrici videro che utilizzando cicli di riscaldamento e raffreddamento della lega si aumentava la resistenza alla fatica ciclica degli strumenti consentendo di lavorare con maggiore sicurezza anche in canali molto curvi.³⁹

Si è sviluppata così una nuova lega dalle migliori caratteristiche definita *M-Wire*, composta da Nitinol 508 che ha subito un trattamento termomeccanico del filo grezzo secondo specifiche sollecitazioni di trazione e temperatura.

Alapati⁴⁰ nel 2009 ha dimostrato che la lega M-Wire ha temperature di trasformazione più elevate rispetto ai fili Ni-Ti convenzionali e un minore modulo elastico. Tutto ciò si traduce in una maggiore resistenza alla fatica ciclica ed una maggiore flessibilità della lega M-Wire rispetto al Ni-Ti tradizionale.

Questi innovativi sistemi di trattamento termico della lega sembrano essere promettenti, anche se rendono l'iter produttivo più complesso e con maggiori difficoltà di standardizzazione: in particolare non sembra semplice ottenere leghe dalle proprietà costanti, vista la loro notevole sensibilità a questi trattamenti termici.

4. Sagomatura Meccanica del Canale: Rotazione Continua e Rotazione Reciprocante

Nel 1993 McSpadden⁴¹ sviluppò i primi strumenti endodontici rotanti, a conicità aumentata, che montati su manipolo riduttore, in pochi minuti erano in grado di sagomare precisamente i canali radicolari.

Il passaggio dalle sistematiche manuali a quelle meccaniche ha drasticamente modificato le routine operative dell'endodontista, permettendo non solo di ridurre i tempi della terapia endodontica, ma anche di ottenere ottimi risultati in termini di sagomatura nel rispetto dell'anatomia canalare.⁴²

Il cambiamento da strumenti manuali a quelli rotanti si è reso necessario per sfruttare al meglio le proprietà della lega Ni-Ti. Gli strumenti in Ni-Ti sono concepiti in maniera tale che la lega in condizioni di riposo sia in fase austenitica mentre attraverso sollecitazioni meccaniche o termiche la lega viene attivata e passa in fase martensitica. In questa conformazione cristallografica la lega assume un comportamento superelastico per cui allo strumento è consentita un'ampia deformazione senza che aumenti lo stress e restando costante la fatica accumulata.

Per rendere stabile questa conformazione cristallografica della lega e sfruttarne il comportamento superelastico, è necessario un continuo apporto di energia attraverso un motore che facendo ruotare lo strumento, e quindi fornendo energia cinetica, mantiene la lega in fase martensitica. Gli strumenti vanno inseriti nel canale quando sono già in rotazione e quindi attivati in fase martensitica cosicché anche se in una

curva aumenta la sollecitazione cui lo strumento è sottoposto, non si verifica una variazione di stress eccessiva.

Bisogna fare in modo che la lega Ni-Ti sia costantemente in fase martensitica durante le fasi di lavoro, per cui è necessario tenere sotto controllo due parametri: ***Velocità di Rotazione e Torque.***

La velocità con la quale devono lavorare gli strumenti in Ni-Ti non è strettamente definita e dipende dai sistemi che si utilizzano. In accordo con le case produttrici di strumenti, la velocità media dovrebbe essere di almeno 250-300 giri al minuto (rpm).

La forza di trascinamento impressa dal manipolo allo strumento rotante viene definita torque. Il torque esprime la capacità del manipolo di non bloccarsi durante la rotazione, vincendo la resistenza offerta dal materiale stesso.²⁶ È fondamentale avere il giusto torque per ciascuno strumento utilizzato in modo da avere una coppia di forze sufficiente a garantire una continua rotazione dello strumento all'interno del canale, restando al di sotto del punto di inizio della deformazione plastica.

Ciascuno strumento ha un suo torque d'azione ideale determinato dalla morfologia dello strumento stesso ed è la casa produttrice che deve fornire il torque limite, espresso in Newton per centimetro quadrato (Ncm²), oltre il quale non utilizzare lo strumento.

Velocità e torque ideale sono gestibili per mezzo di specifici manipoli endodontici. Una volta raggiunto un determinato livello di torque, il manipolo blocca la rotazione o inverte il senso di rotazione o avvisa l'operatore tramite vari sistemi tattili e sensori; in tal modo lo strumento non viene sforzato oltre i limiti di sicurezza e non viene mai arrestata la rotazione nel canale. L'obiettivo è quello di evitare il ritorno alla fase austenitica, più rigida, che potrebbe far fratturare lo strumento nel canale.

Perché la fase martensitica della lega Ni-Ti duri tutto il tempo di permanenza dello strumento nel sistema endodontico, è fondamentale che venga fornita continuamente energia e ciò implica che non si può utilizzare uno strumento in lega Ni-Ti con le classiche metodiche manuali con cui si impiegano gli strumenti in acciaio.

Gli strumenti rotanti in Ni-Ti possono essere usati come soluzione alternativa o in associazione ai tradizionali strumenti in acciaio visto il migliore mantenimento dell'angolo di curvatura post strumentazione e il minore numero di casi in cui si formano gradini, stripping e false strade.²⁶

Ad oggi sono noti due sistemi di rotazione in grado di garantire l'attivazione della lega Ni-Ti al fine di poterne sfruttare al meglio il comportamento superelastico: il sistema a *Rotazione Continua* ed il sistema a *Rotazione Alternata*.

4.1 Rotazione continua

Gli strumenti in Nichel-Titanio a rotazione continua migliorano sensibilmente la sagomatura del canale radicolare, riducono il tempo operativo e minimizzano il rischio di complicazioni che comunemente incorrono durante la strumentazione manuale soprattutto nell'area apicale di canali curvi. L'utilizzo di strumenti Ni-Ti migliora inoltre la percentuale di successo della terapia rispetto agli strumenti manuali in acciaio.

I primi sistemi meccanici utilizzati in endodonzia sfruttano un movimento di rotazione continua garantito da motori dedicati cui gli strumenti endodontici sono accoppiati durante la fase di lavoro nel sistema canalare.

Il vantaggio di poter controllare velocità e torque degli strumenti in Ni-Ti consiste nel riuscire a sfruttare il comportamento superelastico della lega quando essa è

attivata ed è tenuta stabilmente nella fase martensitica. Tutto ciò si traduce nella capacità di poter preparare il canale radicolare in tempi più brevi e attraverso procedure più semplici, con un minor numero di strumenti.^{43, 44}

Attraverso l'utilizzo degli strumenti rotanti in Ni-Ti, si ottiene un'azione di taglio meglio distribuita e più uniforme, in quanto essi sono caratterizzati da un movimento di alesatura, responsabile di un maggior centraggio e un minor trasporto del canale preparato.²⁴

L'azione rotatoria di tali strumenti produce una preparazione a sezione circolare, che risulta essere ottimale nella preparazione del terzo apicale, dove anche il canale stesso, di norma ha questa morfologia; al contrario, nei due terzi coronali dei canali ampi o a forma ovale o a nastro, l'azione rotatoria si esplica nel centro o su di un lato del canale, lasciando le rimanenti pareti non strumentate. Questo è un limite della strumentazione Ni-Ti che richiede di essere compensato con la tecnica manuale e/o con le frese Gates.

Altro limite della strumentazione meccanica a rotazione continua riguarda il maggiore rischio di separazione degli strumenti per stress torsionale e stress da flessione.

A tal proposito la strumentazione rotante con strumenti in Ni-Ti è notevolmente influenzata dall'anatomia canalare, in quanto, se particolarmente complessa, è in grado di trasmettere notevoli sollecitazioni meccaniche agli strumenti, tali da rendere difficoltosa o pericolosa la fase di sagomatura ed esporre ad un maggiore rischio di frattura.

4.2 Rotazione alternata

Il primo ad utilizzare strumenti endodontici con un movimento di rotazione alternata fu Roane,⁴⁵ che negli anni ottanta introdusse il concetto delle *Forze Bilanciate* definito come movimento a carica di orologio, cioè una rotazione in senso orario per far avanzare lo strumento verso l'apice seguita da una rotazione in senso antiorario per tagliare la dentina.⁴⁶ Roane utilizzava ancora strumenti manuali e solo più tardi, Yared⁴⁷ iniziò a svolgere ricerche e test sul sistema alternato, ideando strumenti meccanici con rotazione reciprocante. Il movimento reciprocante può quindi essere considerato come l'evoluzione della tecnica delle forze bilanciate di Roane e può essere descritto come il movimento oscillante di uno strumento che prima di compiere un giro completo inverte la propria direzione per pochi istanti.⁴⁸

La rivoluzione di questo movimento è rappresentata dagli angoli di reciprocazione, di ampiezza inferiore rispetto all'angolo limite di frattura torsionale.⁴⁹ Inoltre, qualora lo strumento s'impegna all'interno del canale non incorre il rischio di avvistamento eccessivo perché il movimento contrario lo libera dall'impedimento.⁵⁰

L'utilizzo dei sistemi reciprocanti è in grado di aumentare la resistenza alla fatica ciclica degli strumenti in Ni-Ti, rispetto alla rotazione continua,^{51, 52} principalmente perché riduce lo stress a cui è sottoposto lo strumento, prolungandone la vita utile.⁵³

Nello specifico, il movimento di lavoro degli strumenti reciprocanti, consta di un ampio angolo di rotazione nella direzione di taglio, che determina l'avanzamento dello strumento all'interno del canale e l'impegno della dentina per tagliarla, e di un angolo ridotto nella direzione di rilascio opposta a quella di taglio che permette al file di disimpegnarsi immediatamente e progredire in maniera sicura lungo il canale (fig.5).



Fig. 5 – *Sistema meccanico a Rotazione Alternata*

L'entità dell'angolo di taglio e di rilascio, così come velocità di rotazione (in media 10 cicli di reciprocazione per secondo, che equivale a circa 300 rpm) e torque, sono specifici per ciascun strumento, sono indicati dalle case produttrici e devono essere di ampiezza inferiore rispetto al limite elastico dello strumento per minimizzare i rischi di frattura.

Sebbene le case produttrici propongano l'utilizzo di un singolo file per l'intera preparazione del canale, quasi sempre è consigliabile la creazione preliminare di un glide path (sentiero di percorribilità) sia per un utilizzo più sicuro degli strumenti reciprocanti, sia per il mantenimento di una corretta anatomia canalare.⁵⁴ sembrerebbe infatti che la maggiore capacità degli strumenti Ni-Ti di rimanere centrati nel canale,⁵⁵ possa indurre un raddrizzamento della curvatura che si manifesta con la riduzione della lunghezza di lavoro e il rischio di mandare lo strumento oltre apice.⁵⁶

Per quanto riguarda l'estrusione di detriti, recenti studi⁵⁷ hanno dimostrato che l'utilizzo degli strumenti reciprocanti attualmente commercializzati sembrerebbe aumentare significativamente il quantitativo di detriti estrusi oltre apice rispetto agli strumenti rotanti in Ni-Ti utilizzati in rotazione continua, determinando, di

conseguenza, un aumento del dolore post-operatorio.⁵⁸ L'estrusione di detriti può essere ricondotta al movimento che contraddistingue tali sistematiche: un ampio angolo di taglio seguito da un angolo di rilascio ridotto; durante la rotazione alternata gli strumenti non sono in grado di rimuovere i detriti e liberare le spire ma li spingono in direzione apicale. Inoltre gli strumenti reciprocanti vengono utilizzati con una pressione diretta in senso apicale, che produce un effetto "pistone", spingendo i detriti attraverso l'apice.

Alla luce degli studi attualmente presenti in letteratura, i vantaggi associati all'utilizzo di strumenti reciprocanti sembrano essere i seguenti:

- Ridotta fatica ciclica,
- Buona capacità di taglio,
- Ridotto trasporto canalare,
- Preparazione con un solo strumento con conseguente riduzione delle fasi di lavoro e risparmio di tempo,
- Semplicità della tecnica.

Recente è stata l'introduzione sul mercato di strumenti ad azione reciprocante; i più famosi e utilizzati sono sicuramente il *Reciproc*® e il *WaveOne*™. Entrambi sono prodotti in lega M-Wire, che garantisce una straordinaria resistenza alla fatica ciclica e una maggiore flessibilità rispetto al Nichel-Titanio tradizionale, grazie all'innovativo processo di trattamento termico attraverso il quale la lega viene prodotta. Inoltre, la maggior resistenza alla fatica ciclica rimane anche dopo aver subito vari cicli di sterilizzazione.⁵⁹

Il sistema Reciproc, è stato concepito per la preparazione dei canali radicolari con uno strumento singolo, rigorosamente in associazione con il movimento reciprocante.

I file Reciproc sono pronti all'uso e non sono sterilizzabili; il produttore, infatti, raccomanda di utilizzarli per preparare non più di un singolo molare con radici curve e di sostituirli non appena siano visibili segni di logoramento.⁶⁰

Il sistema è disponibile nelle lunghezze di 21 mm, 25 mm e 31 mm, e tutti gli strumenti hanno la lunghezza della parte lavorante di 16 mm, disegno della sezione trasversale S-shape, punta non attiva e conicità decrescente da D3 a D16.

Introdotti sul mercato nel gennaio 2017, i **Reciproc blue** rappresentano la nuova generazione di strumenti reciprocanti. I Files Reciproc blue combinano il concetto di “one file endo” del precedente sistema Reciproc con la maggiore sicurezza e flessibilità garantita dall’innovativo trattamento termico della lega. Sono infatti prodotti con una lega Nichel-Titanio sottoposta a trattamento termico, che, modificando la sua struttura molecolare, fornisce una maggiore resistenza alla fatica ciclica, ne accresce la flessibilità e garantisce una progressione più dolce e sicura all’interno del canale radicolare, oltre a conferire alla lega il suo caratteristico colore blu.⁶¹

La combinazione perfetta tra la sezione tipica a forma di S, la conicità, gli angoli di taglio ed il trattamento termico migliorato della lega, offre un’elevata efficienza e capacità di taglio. La punta dello strumento non è attiva per una maggiore sicurezza (fig. 6A). Gli strumenti che costituiscono il sistema sono tre e presentano stesso diametro, conicità e colorazione dei predecessori Reciproc (fig. 6B). Sono commercializzati in blister sterili monouso pronti all’uso, offrono un’efficienza di taglio costante⁶² e riducono il rischio di contaminazione crociata.⁶³

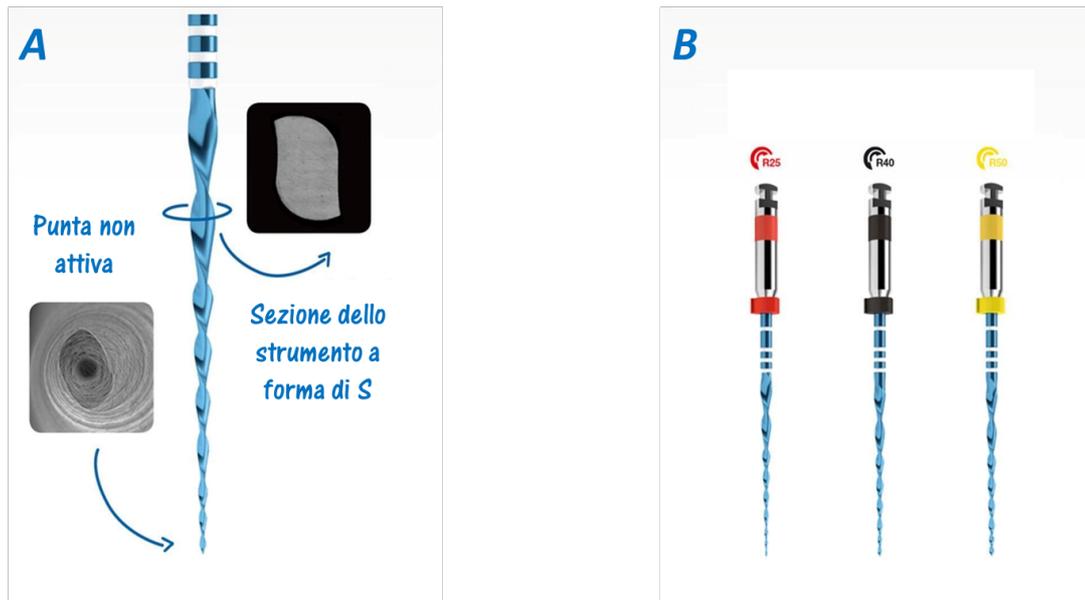


Fig. 6 – A: Design dei Reciproc blue; **B:** Colorazione ISO e diametro in punta dei Reciproc blue.

Allo stato attuale della ricerca scientifica, sembrerebbe che i risultati delle preparazioni con strumenti reciprocanti siano sovrapponibili a quelli ottenuti con strumenti in rotazione continua.^{64, 65, 66}

5. Microcomputed Tomography: Studio dell'Anatomia Endodontica

Il successo di un trattamento endodontico in accordo con quanto enunciato da Schilder,⁶⁷ padre della moderna endodonzia, dipende dall'abilità dell'operatore nel detergere meccanicamente e chimicamente il sistema dei canali radicolari e poi nell'otturarlo tridimensionalmente.

L'endodonto, inteso come l'insieme di tutte le anastomosi tra il canale principale e i canali accessori, laterali, ricorrenti e il delta apicale, ha un'anatomia caratterizzata da una geometria particolarmente complessa, della quale bisogna valutarne la tridimensionalità. La morfologia del sistema endodontico va determinata tenendo in

considerazione, non solo l'estensione apico-coronale e mesio-distale, ma anche quella vestibolo-linguale/palatale.⁶⁸ Pertanto, l'immagine radiografica bidimensionale costituisce sicuramente una rappresentazione eccessivamente semplificativa, limitata e fuorviante della realtà anatomica in questione.

Con l'avvento di nuove tecnologie radiologiche, quali la **Tomografia Computerizzata Cone Beam (CBCT)** e la **Microtomografia Computerizzata (micro-CT)** è stato possibile mostrare le caratteristiche anatomiche in maniera tridimensionale, senza alcuna alterazione della reale geometria.

In radiologia la tomografia computerizzata (TC) è una metodica di diagnostica per immagini che, sfruttando radiazioni ionizzanti (raggi X) e una successiva elaborazione computerizzata dei dati acquisiti, consente la riproduzione di sezioni o strati corporei del paziente in immagini tridimensionali.⁶⁹

La microtomografia computerizzata (fig. 7) è una forma miniaturizzata di tomografia computerizzata, utilizzata per creare mappe tridimensionali di piccoli campioni, con una risoluzione nell'ordine dei 10 micron.⁷⁰ È utile per lo studio dei tessuti duri, fornendo informazioni anche sulla struttura e la concentrazione dei minerali.



Fig. 7 – Micro-CT SkyScan 1072

Tramite la scansione con raggi X e l'elaborazione del computer, è possibile ottenere la ricostruzione tridimensionale della microstruttura interna del nostro campione. L'immagine che si ottiene viene ricostruita dall'insieme di superfici di sezioni piane, acquisite ed elaborate durante la scansione del campione, e che possono anche fornire informazioni di tipo morfologico e densitometrico.

Generalmente il sistema della micro-CT utilizza più fonti di raggi X e una macchina che ruota di 180°, mentre i rivelatori raccolgono le emissioni ad alta risoluzione. Ricostruite in tre dimensioni, le immagini riflettono una rappresentazione spaziale di come l'energia dei raggi X attraversa l'anatomia di una persona o animale. L'attenuazione di un fascio di raggi X che attraversa un corpo, varia in modo proporzionale alla densità elettronica dei tessuti attraversati, cioè alla distribuzione spaziale degli elettroni nello strato corporeo in esame. L'unità di misura della densità elettronica è l'UH (Unità di Hounsfield),⁷¹ la cui scala consta di 2000 diverse tonalità di grigio comprese tra il nero ed il bianco.

Poiché le immagini prodotte sono di tipo digitale, il corpo studiato viene suddiviso in una serie discreta di volumi (voxel), ai quali corrisponde un elemento unico d'immagine (pixel) seguendo la scala dei grigi; le dimensioni di una singola immagine sono normalmente di 512x512 pixel, per una profondità di 16 bit/pixel. Quanto più è piccolo il volume rappresentato da un singolo pixel, tanto maggiore è la risoluzione spaziale.

Le immagini di un corpo o di un oggetto sono suddivise in fette di ogni sezione ripresa dalla scansione. Tutte le fette prodotte da una scansione micro-CT sono poi acquisite per creare l'immagine tridimensionale. Software specializzati possono

essere usati per visualizzare l'immagine da diverse angolazioni o manipolarla offrendone una visione tridimensionale.

6. Scopo del Lavoro

Lo scopo del seguente studio è stato quello di analizzare e valutare la capacità di sagomatura di sistematiche differenti che sfruttano la rotazione continua ed il movimento reciprocante. Gli strumenti utilizzati sono stati BT-Race, WaveOne Gold e Reciproc Blue.

I parametri presi in considerazione per valutare la capacità di preparazione canalare delle due sistematiche sono:

- Percentuale di dentina rimossa;
- Incremento di volume canalare;
- Percentuale di canale non strumentato;
- Trasporto canalare;
- Centraggio canalare.

7. Materiali e Metodi

Nel presente studio, da un pool di 53 elementi dentari estratti per motivi ortodontici o parodontali, sono stati selezionati 30 molari, 15 inferiori e 15 superiori.

I criteri di selezione del campione sono stati i seguenti:

- Radici completamente formate ed assenza di riassorbimenti;
- Angoli di curvatura radicolare di grado medio o severo;
- Assenza di alterazioni anatomiche o calcificazioni canalari.

Dopo l'estrazione, i molari sono stati conservati per 1 ora in acqua ossigenata, successivamente per 24 ore in ipoclorito di sodio (concentrazione al 5,25%) e quindi lavati sotto acqua corrente. In seguito, per mezzo di scaler ultrasonici e curette manuali, sono stati rimossi tartaro e tessuti molli adesi agli elementi dentari, che sono stati lasciati, infine, in appositi contenitori con soluzione fisiologica (NaCl 0,9 %) per evitarne la disidratazione.

L'apertura della camera è stata eseguita, inizialmente, con una fresa diamantata conica anello verde (Zekyra, Dentsply Maillefer) montata su turbina e, successivamente, al fine di evitare qualsiasi danno a livello del pavimento della camerale, è stata utilizzata una fresa Endo Z (Dentsply Maillefer) sotto abbondante irrigazione.

Dopo aver effettuato la decuspidazione, per rendere più semplice l'individuazione di un punto di repere coronale durante la determinazione delle lunghezze di lavoro, sono stati individuati gli orifizi canalari e sono stati sondati i canali con k-file 10/.02 (Dentsply Maillefer) fino a che la punta del file fosse visibile appena oltre il forame apicale.

E' stata così ricavata la lunghezza dei canali, e sono state eseguite delle radiografie digitali (Xios XG Select, Sirona Dental) in proiezione vestibolo-orale (fig.8a) e mesio-distale (fig. 8b) dalle quali sono state ricavate le informazioni riguardo la curvatura dei canali attraverso il metodo di Schneider (Schneider 1971) utilizzando il programma AutoCAD 2014 (fig. 9).

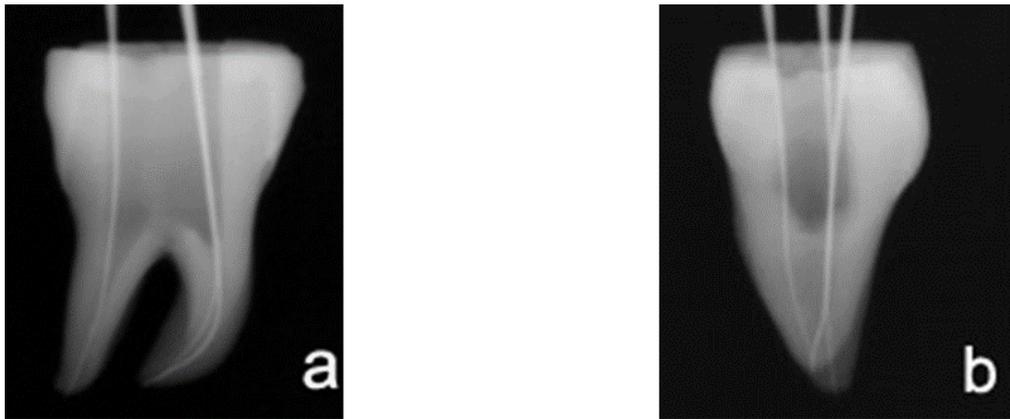


Fig. 8 – a: Rx digitale in proiezione vestibolo-orale; b: Rx digitale in proiezione mesio-distale.

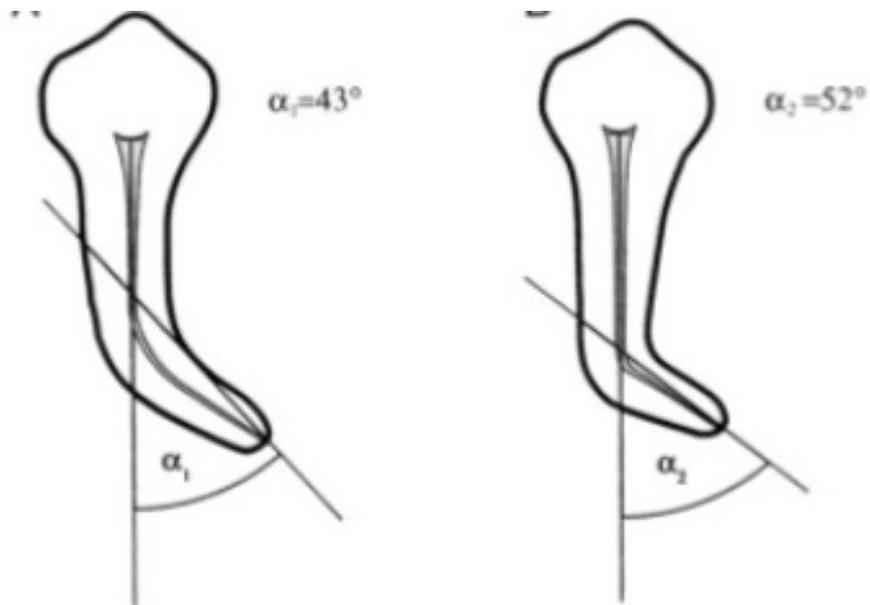


Fig. 9 - Diagramma del metodo di misura di Schneider (1971)

I campioni sono stati divisi in tre gruppi:

- Gruppo A, in cui i molari campione sono stati trattati con strumenti Reciproc Blue;
- Gruppo B, in cui i molari campione sono stati trattati con strumenti Wave one Gold;
- Gruppo C, in cui i molari campione sono stati trattati con strumenti BT-Race.

In ciascun gruppo sono stati inseriti 5 molari inferiori e 5 molari superiori per un totale di 10 elementi trattati con ciascuna delle tre sistematiche esaminate (Tab. 1-6).

MOLARI INFERIORI

Dente	Canali	Lunghezza Canali (mm)	Angolo di curvatura (Schneider 1971)
1 i	4	MV:18 MO:17,5 DV:16 DO:16	Proiez. VO: M=31° Proiez. MD: M=27°
2 i	3	MV:18 MO:17 D:17,5	Proiez. VO: M=38° Proiez. MD: M=15°;17°
3 i	3	MV:19 MO:18 D:18,5	Proiez. VO: M=28° Proiez. MD: M=32°
4 i	4	MV:17 MO:18 DV:18,5 DO:17	Proiez. VO: M=40° Proiez. MD: M=28° D=35°
5 i	3	MV:17,5 MO:16,5 D:17	Proiez. VO: M=38°

Tab. 1 – Gruppo A → *Reciproc Blue*

Dente	Canali	Lunghezza Canali (mm)	Angolo di curvatura (Schneider 1971)
6 i	3	MO:18 MV:18,5 D:18,5	Proiez. VO: M=31° D=18° Proiez. MD: M=28°
7 i	4	MV:18 MO:18 DV:17 DO:18	Proiez. VO: M=43° Proiez. MD: M=38°
8 i	3	MV:18 MO: 18 D:17,5	Proiez. VO: M=33° Proiez. MD: M=26°
9 i	3	MV:19 MO:19,5 D:19	Proiez. VO: M=37° D=26° Proiez. MD: M=19° D=18°
10 i	3	MV:18 MO:18,5 D:19	Proiez. VO: M=32° D=28° Proiez. MD: M=20°;22° MO=31° D=24°

Tab. 2 – Gruppo B → *WaveOne Gold*

Dente	Canali	Lunghezza Canali (mm)	Angolo di curvatura (Schneider 1971)
11 i	3	MV:19 ML:18,5 D:18,5	Proiez. VL: M=28° Proiez. MD: M=25°
12 i	4	MV:18 ML:18,5 DV:19 DL:19	Proiez. VL: M=40° Proiez. MD: M=18°;17°
13 i	3	MV:18,5 ML:18 D:18,5	Proiez. VL: M=23° Proiez. MD: M=20°
14 i	3	MV:19 ML:19 D:18,5	Proiez. VL: M=38° Proiez. MD: M=30° D=32°
15 i	3	ML:19 MV:18,5 D:19	Proiez. VL: M=35° D=26° Proiez. MD: M=28°

Tab. 3 – Gruppo C → *BT-Race*

MOLARI SUPERIORI

Dente	Canali	Lunghezza Canali (mm)	Angolo di curvatura (Schneider 1971)
1 s	3	MV:18 DV:18,5 P:19	Proiez. VO: MV=34° D=15°;27°
2 s	3	MV:19 DV:19,5 P:19,5	Proiez. VO: MV=13° D=11°
3 s	3	MV:18 DV:19 P:19,5	Proiez. VO: MV=36°;28° P=24° Proiez. MD: MV=22° P=29°
4 s	3	MV:20,5 DV:20 P:20	Proiez. VO: MV=22°;35° D=16°;12° Proiez. MD: MV=26° D=28°
5 s	3	MV:19,5 DV:19 P:19	Proiez. VO: MV=30° Proiez. MD: MV=24°

Tab. 4 – Gruppo A → *Reciproc Blue*

Dente	Canali	Lunghezza Canali (mm)	Angolo di curvatura (Schneider 1971)
6 s	3	MV:20 DV:19,5 P:18	Proiez. VO: MV=33°;21° D=25°;20° Proiez. MD: MV=15°;13°
7 s	3	MV:18,5 DV:19 P:20	Proiez. VO: MV=42° D=22° Proiez. MD: MV=30°
8 s	3	MV:20 DV: 18,5 P:20	Proiez. VO: MV=31°;29° P=26° Proiez. MD: MV=28° P=32°
9 s	3	MV:20 DV:19 P:20	Proiez. VO: MV=24° D=22° Proiez. MD: MV=32°;17°
10 s	3	MV:19 DV:18,5 P:19	Proiez. VO: MV=33° D=24°;16° Proiez. MD: D=31° P=35°

Tab. 5 – Gruppo B → *WaveOne Gold*

Dente	Canali	Lunghezza Canali (mm)	Angolo di curvatura (Schneider 1971)
11 s	3	MV:19 DV:19,5 P:18	Proiez. VO: MV=33°;21° D=25°;20° Proiez. MD: MV=15°;13°
12 s	3	MV:18,5 DV:19 P:20	Proiez. VO: MV=42° D=22° Proiez. MD: MV=30°
13 s	3	MV:20 DV: 18,5 P:20	Proiez. VO: MV=31°;29° P=26° Proiez. MD: MV=28° P=32°
14 s	3	MV:20 DV:19 P:20	Proiez. VO: MV=24° D=22° Proiez. MD: MV=32°;17°
15 s	3	MV:19 DV:18,5 P:19	Proiez. VO: MV=32° D=15°;25°

Tab. 6 – Gruppo C → *BT-Race*

7.1 Scansione dei campioni

Ogni dente è stato scansionato utilizzando una micro-CT (SkyScan 1072, SkyScanb.v.b.a., Aartselaar, Belgium). Le scansioni sono state ottenute con i seguenti settaggi: 10 W, 100 kV, 73 μ A, un filtro di alluminio spesso 1 mm ed un ingrandimento 20x, con un tempo di esposizione di 3,6 secondi, rotazione di 180° e step di rotazione di 0,45°. La procedura di acquisizione consiste nella realizzazione di centinaia proiezioni 2D laterali dei campioni durante una rotazione di 180° intorno ad un asse verticale. Le immagini sono state processate attraverso un algoritmo di ricostruzione cone-beam che permette allo Skyscan una ricostruzione in 2D (Fig. 10-12). I dati digitali sono stati elaborati dal software di ricostruzione (NRecon V1.4.0; Skyscan), che fornisce sezioni trasversali con una dimensione di pixel di 18,55 x 18,55 μ m. La distanza tra ogni sezione trasversale è pari a 19.0 μ m.

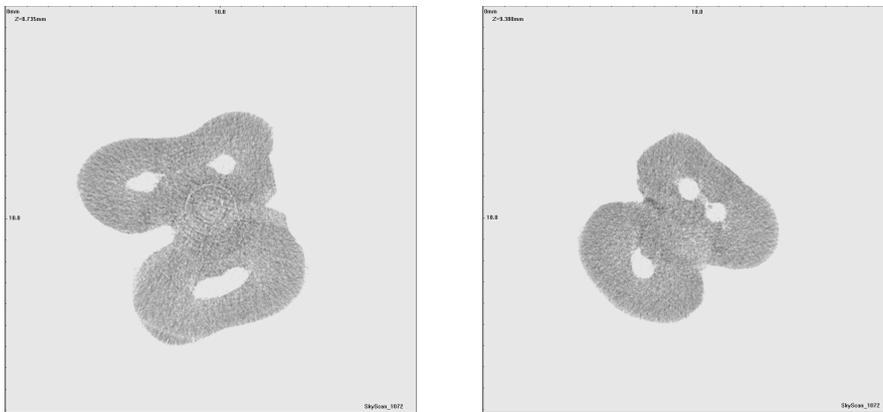


Fig. 10 - Scansione dei campioni strumentati con Reciprocal Blue

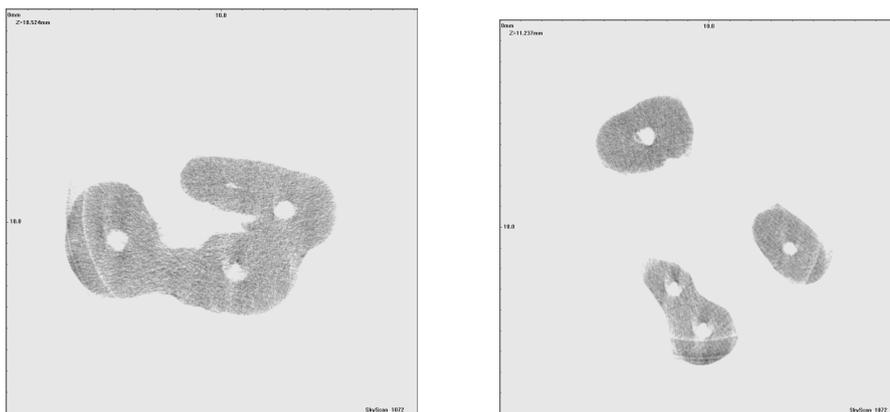


Fig. 11 - Scansione dei campioni strumentati con WaveOne Gold

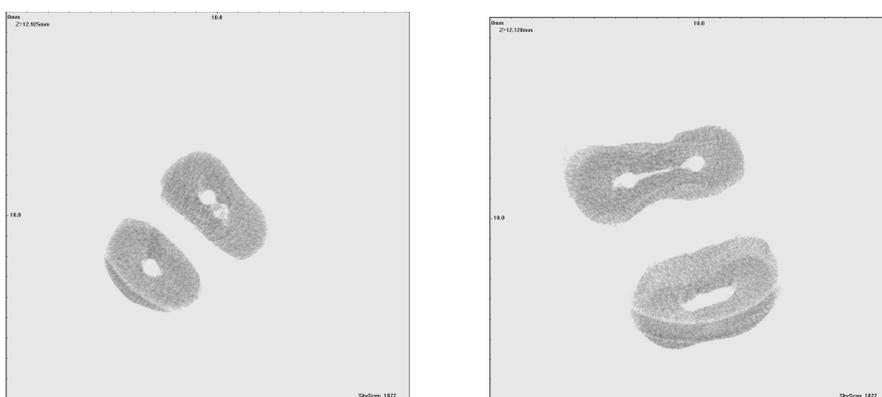


Fig. 12 - Scansione dei campioni strumentati con BT-Race

7.2 Ricostruzioni tridimensionali

Le ricostruzioni delle sezioni assiali dei campioni hanno un formato di 1024 x 1024 pixel. Con una scansione standard di un campione si ottengono dalle 200 alle 400 acquisizioni di immagini 2D durante una rotazione di 180° del campione. La ricostruzione in 3D del campione consiste in un ciclo di acquisizione seguito da ricostruzioni “off-line” dell’oggetto in una risoluzione 1024 x 1024 per una massimo di 1024 strati (fig. 13).

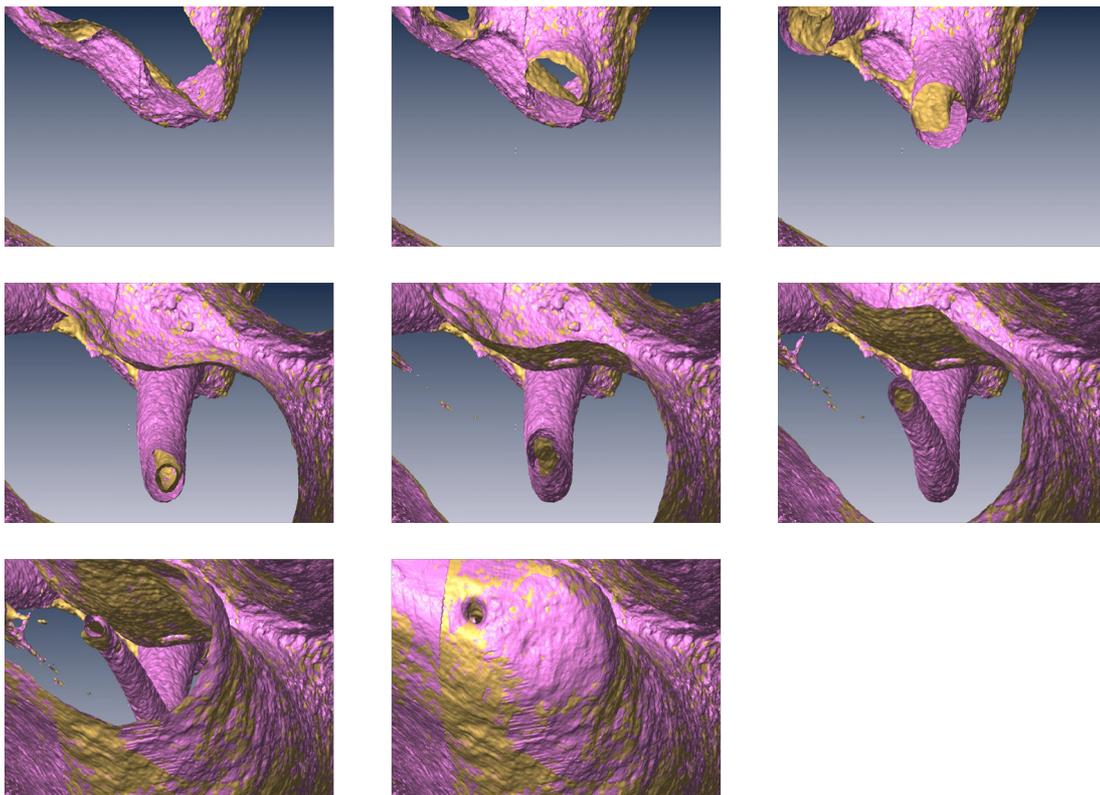


Fig. 13 – Modelli tridimensionali ricostruiti sulla base delle scansioni ottenute con maggiore ingrandimento al terzo apicale

Dopo le ricostruzioni seriali, le sezioni assiali dell'oggetto così come le ricostruzioni in 3D del campione vengono mostrate sullo schermo con le possibilità di utilizzare strumenti del software come “ruotare” e “tagliare”. La visualizzazione e l'analisi tridimensionale dei dati sono stati possibili con l'utilizzo di un software esterno: ResolveRT Amira (Visage Imaging; Mercury Computer Systems, Berlin, Germany). Il software permette la visualizzazione contemporanea di più di un set di dati con proiezione tridimensionale.

7.3 Analisi delle immagini 3D

Per l'analisi delle immagini ottenute dalla micro-CT è stato utilizzato il Software EndoLab con l'obiettivo di analizzare il canale all'interno del dente e tracciare l'asse del canale lungo il suo percorso.

Il confronto tra gli assi canalari pre e post-trattamento è uno degli obiettivi del software utilizzato (fig 14). Per ottenere prestazioni ottimali è necessario che l'utente inserisca pochi input selezionando il canale interessato e la direzione della diramazione da seguire quando è necessario. Successivamente il programma analizza il canale in parallelo nelle due strutture, pre e post-strumentazione co-registrate, calcolando un modello dell'asse del canale evidenziandone contorno e superfici.

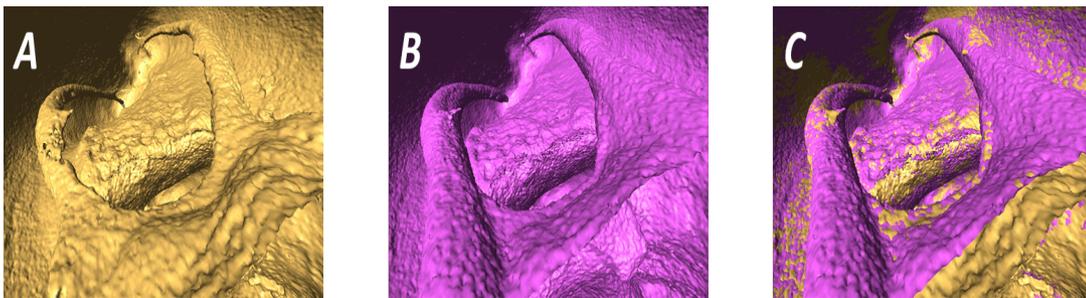


Fig. 14 – **A:** *Asse canalare pre-trattamento*; **B:** *asse canalare post-trattamento*; **C:** confronto tra gli assi canalari pre e post-trattamento.

Scorrendo il canale dalla corona fino all'apice attraverso le sezioni estratte dal programma, possiamo stimare la quantità di dentina rimossa in ogni sezione utilizzando la grandezza conosciuta di un voxel. Contemporaneamente, per valutare la qualità del trattamento, viene stimata la percentuale della superficie canalare trattata (percentage of touched canalar surface, PTCS).

7.4 Analisi statistica

Per ogni gruppo è stata calcolata media e deviazione standard. I risultati ottenuti sono sottoposti a valutazione statistica con i test di Kruskal-Wallis e Mann-Whitney. La significatività statistica è stata impostata ad un valore di $p < 0.05$.

8. Risultati

Per il Kruskal-Wallis test vi sono state differenze statisticamente significative tra gli strumenti testati con $p = < 0.001$. Il test della significanza di Mann-Whitney è stato impostato a $p < 0.05$.

Per ogni strumento sono stati valutati i seguenti parametri: percentuale di dentina rimossa, incremento del volume canalare, percentuale di canale non strumentato, trasporto canalare e centraggio del canale (Tab. 7).

La strumentazione nel complesso ha portato a sagomature canalari ingrandite senza evidenza di errori di preparazione. Nessuno dei tre gruppi è stato in grado di sagomare completamente il sistema canalare. Tutte e tre le tipologie di strumenti hanno dato come risultato un notevole incremento di trasporto canalare al terzo coronale, medio e apicale.

Una rimozione media di dentina lungo l'intero canale e nel terzo apicale era significativamente superiore con il sistema Reciproc rispetto a BT-Race e WaveOne ($P = 0,013$).

	RECIPROC BLUE	WAVEONE GOLD	BT- RACE
<i>RIMOZIONE DENTINA (%)</i>	1.64±0.37	1.38 ± 0.84	1.45 ± 0.62
<i>INCREMENTO VOLUME CANALE (mm)</i>	1.14±0.36	1.32 ± 0.81	1.29 ± 0.61
<i>CANALE NON STRUMENTATO (%)</i>	11.12±9.81	11.43 ± 9.32	11.65 ± 10.86
<i>TRASPORTO CANALE</i>			
<i>(coronale)</i>	0.27±2.32	0.31 ± 1.82	0.36 ± 2.36
<i>(medio)</i>	0.34±1.28	0.28 ± 0.36	0.22 ± 1.30
<i>(apicale)</i>	0.33±0.85	0.23 ± 1.24	0.17 ± 0.63
<i>CENTRAGGIO CANALE</i>			
<i>(coronale)</i>	0.39±0.42	0.40 ± 0.82	0.47 ± 0.33
<i>(medio)</i>	0.46±0.33	0.43 ± 0.36	0.55 ± 0.26
<i>(apicale)</i>	1.22±0.47	0.72 ± 1.12	0.62 ± 0.28

Tab. 7 – Percentuale rimozione dentina; incremento volume canale; percentuale canale non strumentato; trasporto e centraggio canale (valore medio ± deviazione standard).

9. Discussione

Yared⁷² è stato uno dei primi autori ad effettuare studi ed esperimenti sul movimento reciprocante adattando e testando strumenti a rotazione continua con il movimento alternato.

A seguito dell'interesse suscitato dallo studio di Yared,⁷² il movimento reciprocante è stato negli ultimi anni oggetto di numerose ricerche sperimentali. Inizialmente queste sono state effettuate testando il funzionamento di tradizionali strumenti in Ni-Ti utilizzati con un movimento reciprocante. In uno studio di Varela-Patino,⁷³ i

Protaper utilizzati con il movimento reciprocante asimmetrico (60°-45°) permettevano la strumentazione di un maggior numero di canali prima della deformazione o frattura degli strumenti rispetto alla medesima sequenza in rotazione continua. De Deus,⁵¹ utilizzando i medesimi angoli descritti da Yared nel suo studio,⁷² ha osservato come un F2 sia molto più resistente alla fatica ciclica se utilizzato con movimento reciprocante rispetto allo stesso strumento usato in rotazione continua sia a 200 che a 400 rpm. Sempre De Deus⁷⁴ ha osservato nei 3 mm apicali di canali ovali una migliore azione di “debridment” di una completa sequenza di Protaper se comparata alla metodica del single file (F2 Protaper) descritta da Yared.⁷² Nel 2010 lo stesso Autore,⁷⁵ comparando ancora la due medesime tecniche (Protaper in rotazione vs F2 reciprocante) con una metodica manuale, non osservava differenze statisticamente significative nella quantità di detriti estrusi apicalmente dopo la sagomatura con le due tecniche meccaniche, mentre con quella manuale la quantità registrata era maggiore.

Paqué et al.⁷⁶ hanno analizzato con la micro-CT dei denti trattati con la tecnica F2 single file, come descritto da Yared,⁷² e con la tecnica tradizionale Protaper osservando un maggior trasporto della tecnica reciprocante a livello coronale, ma una maggiore velocità nel sagomare i canali. Uno studio simile, sempre con micro-CT, con l’aggiunta di un gruppo sagomato con una sequenza Twisted Files, non ha riscontrato differenze né nel mantenimento dell’anatomia originale né nel tempo necessario per terminare la sagomatura dei canali tra i tre gruppi. Franco⁷⁷ ha comparato la capacità di rimanere centrati nella preparazione di canali artificiali curvi di una sequenza abbreviata di FlexMaster (VDW, Munich, Germania) utilizzata in rotazione continua o in movimento reciprocante (60°-40°): nello studio

quest'ultimo movimento risulta più rispettoso dell'anatomia originale lavorando nel tratto apicale sia all'interno che all'esterno della curvatura. Gambarini⁷⁸ ha notato che con i TF si ha un decremento di resistenza alla fatica ciclica con l'aumento dell'angolo di progressione (differenza dei gradi tra rotazione oraria e antioraria), mentre invertendo i gradi di rotazione oraria e antioraria (150-30 vs 30-150) ha osservato che la resistenza alla fatica ciclica non varia.

L'uscita in commercio di nuovi strumenti appositamente creati per la tecnica del single file ha destato grande interesse tra i ricercatori; per verificare il loro funzionamento sono state fatte numerose ricerche sperimentali. Molte di queste riguardano la resistenza e la capacità di sagomatura: utilizzati con il movimento per loro ideato, si sono dimostrati molto più resistenti agli stress rispetto agli strumenti Ni-Ti tradizionali usati in rotazione continua. Kim,⁷⁹ paragonando Wave-One primary, Reciproc R25 e Protaper F2 ha riscontrato una maggiore resistenza agli stress torsionali e alla fatica ciclica da parte dei due nuovi strumenti rispetto al Protaper, dove Reciproc risultava essere più resistente rispetto a Wave-One alla fatica ciclica mentre Wave-One risultava superiore riguardo alla resistenza agli stress torsionali. Lopes⁸⁰ compara Reciproc e Mtwo nella resistenza a stress statici e dinamici riscontrando una netta superiorità del nuovo strumento in tutti i test effettuati. Se si valuta la resistenza alla fatica ciclica dei due nuovi single file, Reciproc risulta essere superiore secondo gli studi finora pubblicati: Plotino⁴⁸ osservava una maggiore resistenza di Reciproc R25 rispetto a Wave-One Primary utilizzando per ogni strumento il movimento a esso dedicato; Arias⁸¹ ha ottenuto risultati simili constatando una superiorità di Reciproc nella resistenza all'affaticamento ciclico; in questo studio si è inoltre osservato come la resistenza

alla fatica sia superiore, per entrambi gli strumenti, a 5 mm dalla punta rispetto a 13 mm; Pedullà,^{82, 83} valutando la resistenza alla fatica ciclica prima e dopo immersione degli strumenti in soluzione di ipoclorito di sodio al 5%, ha riscontrato una più alta resistenza alla fatica ciclica di Reciproc R25 rispetto a Wave-One Primary; inoltre, il contatto con l'ipoclorito non altera in modo statisticamente significativo la resistenza per nessuno dei due strumenti; Gavini⁸⁴ ha voluto verificare quanto il movimento influenzi la resistenza alla fatica ciclica. Attraverso una macchina che simulasse il movimento di pecking ha paragonato la resistenza del Reciproc R25 in rotazione continua o con il movimento reciprocante dedicato: in situazioni dinamica, simile a quanto avviene durante la pratica clinica, il movimento reciprocante permetteva prima della frattura un numero di cicli maggiori del doppio rispetto al gruppo in rotazione continua.

Per quello che riguarda il risultato della sagomatura con tecnica single file effettuata con gli strumenti dedicati sono state analizzate: capacità a rimanere centrati, estrusione dei detriti oltre apice, capacità a detergere meccanicamente i canali curvi, rimozione di materiale da otturazione, carica batterica residua al termine della sagomatura. Burklein⁸⁵ non ha riscontrato differenze nella capacità di sagomare canali tra Reciproc, F360, Mtwo e One Shape. In un altro lavoro Burklein⁸⁶ comparando la capacità di detersione in canali curvi di Reciproc, Mtwo, Wave-One e Protaper trovava il livello di pulizia superiore nei gruppi sagomati con Reciproc e Mtwo. Berutti⁵⁶ osservava una progressiva diminuzione della lunghezza di lavoro durante la sagomatura con Wave-One, raccomandando perciò di verificare la lunghezza prima di terminare la preparazione.

Lim⁸⁷ ha paragonato la capacità di rimanere centrati, in canali curvi artificiali, delle due metodiche single file con o senza glide path: il gruppo in cui i Wave-One sono stati usati senza glide path mostrava i peggiori risultati, mentre gli altri tre gruppi avevano risultati sovrapponibili. L'Autore concludeva raccomandando la creazione di un glide path uguale o superiore a 20 iso qualora si vogliano utilizzare i Wave-One. In accordo con quanto appena descritto, Berutti^{54, 88} riscontrava, dopo la creazione di un glide path meccanico, una migliore capacità di rispettare l'anatomia originale dei Wave-One rispetto ai Protaper. Burklein⁸⁹ analizzando la quantità di detriti fuoriusciti apicalmente dopo sagomatura con Mtwo, Protaper, Reciproc e Wave-One osservava come in tutte le tecniche, sia rotanti con più strumenti che reciprocanti con un solo strumento, fossero presenti residui oltre apice: nel gruppo dei reciprocanti però la quantità di detriti risultava essere maggiore. Sempre Burkelin,⁸⁷ analizzando in vitro l'incidenza di crack dentinali dopo la sagomatura con Mtwo, Protaper, Reciproc e Wave-One osservava un maggiore numero di crack a livello apicale con i files reciprocanti.

Per i ritrattamenti Zuolo,⁹⁰ su denti estratti, osservava una maggiore capacità di rimuovere il materiale da otturazione dal canale da parte di Reciproc rispetto a Mtwo e alla rimozione con strumenti manuali. Lu⁹¹ comparando Reciproc, Mtwo e strumenti manuali, per quello che riguarda la fuoriuscita apicale di materiale da otturazione e irriganti, constatava una minor quantità di detriti con le tecniche meccaniche, con una maggiore quantità oltre apice di irrigante e materiale da otturazione nel gruppo reciprocante. Park⁹² ha analizzato il degrado degli strumenti e la loro riusabilità per più di un canale concludendo che sia Reciproc che Wave-One non subiscono deformazioni e perdite di efficacia sagomando fino a un massimo di 5

canali. Machado,⁹³ Basmaci,⁹⁴ Alves⁹⁵ e Dagna⁹⁶ in quattro diversi lavori non osservano differenze significative in quella che è la carica batterica residua al termine di varie metodiche, tra cui le tecniche single file Reciproc e Wave-One: in sostanza, a dispetto della maggiore rapidità nella sagomatura, non ci sono differenze nel livello di disinfezione dei canali dopo la sagomatura con un monostrumento e le tecniche che prevedono una sequenza di strumenti.

10. Conclusioni

L'avvento di nuove leghe e modalità di azione degli strumenti in Ni-Ti ha trasformato l'approccio al trattamento endodontico. L'utilizzo di sistematiche meccaniche, a rotazione continua piuttosto che alternata, è diventato ormai il punto fermo della fase di shaping durante il trattamento endodontico.

Tutti questi strumenti di ultima generazione, sono stati efficaci nel sagomare gli elementi dentari molari superiori ed inferiori con una simile quantità di volume di dentina rimossa e un basso rischio di errori nella tecnica di utilizzo. Tutte le tipologie di strumenti hanno dato come risultato un notevole incremento di trasporto canalare al terzo coronale, medio e apicale. Nessuno dei sistemi utilizzati è stato capace di sagomare completamente il canale soprattutto in presenza di curvature medio/severe, evidenziando la forte influenza dell'anatomia originaria dell'elemento dentario sulla qualità e il successo della sagomatura canalare.

Il comportamento clinico di uno strumento è influenzato da molteplici fattori, e tutte le modifiche o variazioni nella produzione o nell'uso possono comportare sia vantaggi che svantaggi, per cui è limitativo valutare singolarmente un solo aspetto non tenendo conto della globalità o delle interazioni fra le diverse proprietà, quindi

potremmo considerare la micro-CT come un livello avanzato di analisi degli strumenti, i quali vanno prima testati in vitro per resistenza, efficienza di taglio e flessibilità secondo i test descritti dalle normative internazionali e poi, prima della validazione clinica su paziente, dovrebbero essere testati con la micro-CT.

L'uso della micro-CT è forse l'unico modo che consente di valutare a pieno, anche in virtù della sua tridimensionalità e dell'affidabilità dell'analisi, il comportamento "reale" di uno strumento all'interno del canale, anche se vi è una certa influenza della differente anatomia e in minima parte possa inficiare i risultati comparativi in quanto è impossibile avere la stessa anatomia in due differenti denti.

Possiamo comunque affermare che le incoraggianti risposte ottenute in recenti "trial" clinici e nel nostro studio potrebbero corroborare l'idea, maturata nelle sperimentazioni in laboratorio, che tali sistematiche possano rappresentare un vero passo in avanti nelle procedure di sagomatura canalare, sia nei casi semplici sia in quelli complessi.

11. Bibliografia

1. American Dental Association. Quality Assurance Guidelines. 1987.
2. Bergenholtz G. Endodontologia – Dalla diagnosi alla terapia. Edi Ermes 2012.
3. Schilder H. Vertical compaction of warm gutta percha. In Gerstein H. ed.; Techniques in clinical endodontics. Philadelphia. W.B. Saunders Company, 1983, p.76.
4. Weine FS. Endodontic therapy. 3rd ed. St. Louis. The C.V. Mosby Company, 1982, pp. 1-29.
5. Bence R. Handbook of clinical endodontics. 2nd ed. St. Louis, The C.V. Mosby Company, 1980, p.1.
6. Castellucci A. Endodonzia. Edizione Martina Bologna, 1986.
7. Heling B, Heling I. Endodontic procedures must never be performed without the rubber dam. Oral Surg 1977 43:464.
8. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. Dent Clin North Am 1974; 18:269-296.
9. Heideman D. Biblioteca pratica di odontoiatria. Utet Editore, Torino. 2001.
10. Schilder H. Filling root canals in three dimensions. Dent Clin North Am 1967; 11:723-744.
11. Ricucci D, Bergenholtz G. Bacterial status in root-filled teeth exposed to the oral environment by loss of restoration and fracture or caries - a histobacteriological study of treated cases. Int Endod J 2003; 36:787-802.
12. Ambu E. Manuale illustrato di Endodonzia. Masson, Milano. 2003.
13. Walton R, Fouad A. Endodontic interappointment flare-ups: a prospective study of incidence and related factors. J Endo 1992; 18:172-177.
14. Ingle JJ. A standardized endodontic technique utilizing newly designed instruments and filling materials. Oral. Surg 1961; 14:83.

15. Spoto G. *Materiali e Tecnologie Odontostomatologiche*. Ariesdue, 2011.
16. American National Standards Institute. Proposed ADA specification for root canal files and reamer. Seventh draft as amended, 1973.
17. Council on Dental Materials and Devices. New American Dental Association specification N. 28 for endodontic files and reamer. *J. Am. Dent. Assoc* 1976; 93:813.
18. Germain LP. *The structural and physical properties of endodontic instruments*. Thesis. Boston University, 1981.
19. Mullaney TP. Instrumentation of finally curved canals. *Dent Clin North Am* 1979; 23:575-592.
20. Goerig AC, Michelich RJ, Schultz HH. Instrumentation in root canals in molars using the step-down technique. *J Endo* 1982; 8:550-554.
21. Marshall FJ, Pappin J. *A crown-down pressureless preparation root canal enlargement technique: technique manual*. OHSU 1980.
22. Roane JB, Sabala CL, Duncanson MG jr. The “balanced force” concept for instrumentation of curved canals. *J Endo* 1985; 11:203-211.
23. Rosenberg RJ, Schilder H. Endodonzia: controverso passato, eccitante presente, incredibile futuro. *L’informatore Endodontico* 2001; 4:4-15.
24. SIE – Società Italiana Endodonzia. *Manuale di Endodonzia*. Edra - Masson, 2013.
25. Versumer J, Hulsmann M, Shafers F. A comparative study of root canal preparation using ProFile and Lightspeed rotary NiTi instruments. *Int Endod J* 2002; 35:37-46.
26. Bonaccorso A, Tripi TR. *Il nichel-titanio in endodonzia*. Edizione Martina, Bologna 2006.
27. West AR. *Solid state chemistry and its applications*. Wiley and Sons, Inc., New York, 1984.
28. Somma F. *Endodonzia – principi base, procedure operative e tecniche*. Ed. Masson, Milano 2006.

29. Brantley WA, Svec TA, Lijima M, Powers JM, Grentzer TH. Differential scanning calorimetric studies of nickel titanium rotary endodontic instruments. *J of Endod* 2002; 28(8):567-572.
30. Cantatore G. L'Endodonzia verso il 2000. La strumentazione canalare evoluzione delle tecniche. *Dental Cadmos* 1998; 18:11-37.
31. Ingle JI, Bakland LK. *Endodontics*. BC Decker Inc, Hamilton, London 2002.
32. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod* 2006; 32:1031-43.
33. Hull D. *Fractography: observing measuring and interpreting fracture surface topography*. Cambridge University Press, Cambridge, UK, 1999.
34. Saber, Shehab El-Din Mohamed. Factors influencing the fracture of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Endo* 2008; 4:273-83.
35. Spagnuolo G, Ametrano G, D'Antò V, Rengo C, Simeone M, Riccitiello F, Amato M. Effects of autoclaving on the surfaces of TiN – coated and conventional nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* 2012 Dec; 45(12):1148-55.
36. Ametrano G, D'Antò V, Di Caprio MP, Simeone M, Rengo S, Spagnuolo G. Effects of hypochlorite and ethylenediaminetetraacetic acid on rotary nickel-titanium instruments evaluated using atomic force microscopy. *Int Endod J* 2011 Mar; 44(3):203-9.
37. Ruddle CJ. La rifinitura del terzo apicale: considerazioni endodontiche. *L'informatore Endodontico* 2002; 3:4-19.
38. Buchanan SL. Le lime endodontiche a conicità variabile. *L'informatore Endodontico* 1997; 2:4-12.
39. Gutmann JL, Gao Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *Int Endod J* 2012; 45:113-128.
40. Alapati SB, et al. Metallurgical characterization of a new nickeltitanium wire for rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics* 2009, 35(11), pp.1589–1593.

41. Mc Spadden JT. A study of cutting efficiency of seven brands of endodontic files in linear motion. *J of Endod.* 1984; 10:275-6.
42. Iandolo A, Iandolo G, Malvano M, Pantaleo G, Simeone M. Modern technologies in Endodontics. *Giornale Italiano di Endodonzia* 2016, 30:2-9.
43. Rowan MB, Nicholls JI, Steiner J. Torsional properties of stainless steel and nickel-titanium endodontic files. *J Endod* 1996 Jul; 22(7):341-5.
44. Bahia MG, Melo MC, Buono VT. Influence of simulated clinical use on the torsional behavior of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Oral Surg Oral Med Pathol Oral Radiol Endod* 2006 May; 101(5):657-80.
45. Roane JB, Sabala CL, Duncanson MG jr. The “balanced force” concept for instrumentation of curved canals. *J Endo* 1985; 11:203-211.
46. Necchi S, Taschieri S, Petrini L, Migliavacca F. Mechanical behavior of nickel-titanium rotary endodontic instruments in simulated clinical conditions: a computational study. *Int Endod J* 2008 Nov; 41(11):939-49.
47. Yared G. In vitro study of the torsional properties of new and used ProFile nickel titanium rotary files. *J Endod* 2004 Jun; 30(6):410-2.
48. Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. *Int Endod J* 2012 Jul; 45(7):614-8.
49. Torres DU. Reciproc. Una lima para dominarlas a todas. Publicado el 10 abril, 2011.
50. Bürklein S, Hinschitza K, Dammaschke T, Schäfer E. Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth: Reciproc and WaveOne versus Mtwo and ProTaper. *Int Endod J* 2012; 45(5):449-61.
51. De-Deus G, Moreira E JL, Lopes HP, Elias CN. Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *Int Endod J* 2010 Dec; 43(12):1063-8.
52. Kiefner P, Ban M, De-Deus G. Is the reciprocating movement per se able to improve the cyclic fatigue resistance of instruments? *Int Endod J* 2013 Jul 12.

53. Rubini AG, Sannino G, Pongione G, Testarelli L, Al Sudani D, Jantarat J, De Luca M, Gambarini G. Influence of file motion on cyclic fatigue of new nickel titanium instruments. *Ann Stomatol (Roma)* 2013 Mar 20; 4(1):149-51.
54. Berutti E, Paolino DS, Chiandussi G, Alovise M, Cantatore G, Castellucci A, Pasqualini D. Root canal anatomy preservation of WaveOne reciprocating files with or without glide path. *J of Endod* 2012; 38:101-4.
55. Franco V, Fabiani C, Taschieri S, Malentacca A, Bortolin M, Del Fabbro M. Investigation on the shaping ability of nickel-titanium files when used with a reciprocating motion. *J of Endod* 2011; 37:1398-1401.
56. Berutti E, Paolino DS, Chiandussi G, Scotti N, Cantatore G, Castellucci A, Pasqualini D. Effect of canal length and curvature on working length alteration with WaveOne reciprocating files. *J of Endod* 2011; 37:1887-90.
57. Bürklein S, Schäfer E. Apically extruded debris with reciprocating single-file and full-sequence rotary instrumentation systems. *J Endod* 2012; 38: 850-2.
58. Gambarini G, Sudani DAL, Di Carlo S, Pompa G, Pacifici A, Pacifici L, Testarelli L. Incidence and intensity of postoperative pain and periapical inflammation after endodontic treatment with two different instrumentation techniques. *Europ. J. Inflam* 2102; 10:99-103.
59. Costanzo A, Vincenzi V, Giansiracusa A, Milana V, Marconi V, Pietrangeli E, Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G. Influence of sterilization on instruments made by thermally-treated alloys. *Giornale Italiano di Endodonzia* September 2011; 25(2):67-71.
60. Khoshbin E, Shokri A, Donyavi Z, Shahriari S, Salehimehr G, Farhadian M, Kavandi Z. Comparison of the root canal debridement ability of two single file systems with a conventional multiple rotary system in long oval-shaped root canals: In vitro study. *J Clin Exp Dent*. 2017 Aug 1;9(8):e939-e944.
61. Verma M, Meena N, Kumari RA, Mallandur S, Vikram R, Gowda V. Comparison of apical debris extrusion during root canal preparation using instrumentation techniques with two operating principles: An in vitro study. *J Conserv Dent*. 2017 Mar-Apr;20(2):96-99.
62. Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Condorelli GC. Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel titanium endodontic files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* Sept 1999, 88(3):343-7.

63. Walker JT, Dickinson J, Sutton JM, Raven ND, Marsh PD. Cleanability of dental instruments – implications of residual protein and risks from Creutzfeld-Jakob disease. *Br Dent J* 2007 Oct 13; 203(7):395-401.
64. You SY, Kim HC, Bae KS, Baek SH, Kee-Yeon Kum KY, Lee WC. Shaping ability of reciprocating motion in curved root canals: a comparative study with micro-computed tomography. *J of Endod* 2011; 37:1296-1300.
65. Oliveira CA, Meurer MI, Pascoalato C, Silva SR. Cone-beam computed tomography analysis of the apical third of curved roots after mechanical preparation with different automated systems. *Braz Dent J* 2009; 20(5):376-81.
66. López FU, Fachin EV, Camargo Fontanella VR, Barletta FB, Só MV, Grecca FS. Apical transportation: a comparative evaluation of three root canal instrumentation techniques with three different apical diameters. *J Endod* 2008 Dec; 34(12):1545-8.
67. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am* 1974; 18:269-96.
68. Spagnuolo G, Ametrano G, D'Antò V, Formisano A, Simeone M, Riccitiello F, Amato M, Rengo S. Microcomputed tomography analysis of mesiobuccal orifices and major apical foramen in first maxillary molars. *Open Dent J* 2012; 6:118-25.
69. Herman GT. *Fundamentals of computerized tomography: image reconstruction from projection*. 2nd, Springer, 2009.
70. X-Ray Microtomography. US National Library of Medicine, Medial Subject Headings (MeSH).
71. Terrier F, Grossholz M, Becker CD. *Spiral CT of the Abdomen*. Springer, 2000.
72. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J* 2008; 41(4):339-44.
73. Varela-Patino P, et al. Alternating versus continuous rotation: a comparative study of the effect on instrument life. *J Endod* 2010; 36(1):157-9.
74. De-Deus G, et al. Suboptimal debridement quality produced by the single-file F2 ProTaper technique in oval-shaped canals. *J Endod* 2010; 36(11):1897-900.

75. De-Deus G, et al. Assessment of apically extruded debris produced by the single-file ProTaper F2 technique under reciprocating movement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010; 110(3):390-4.
76. Paque F, Zehnder M, De-Deus G. Microtomography-based comparison of reciprocating single-file F2 ProTaper technique versus rotary full sequence. *J Endod* 2011; 37(10):1394-7.
77. Franco V, et al. Investigation on the shaping ability of nickel-titanium files when used with a reciprocating motion. *J Endod* 2011; 37(10):1398-401.
78. Gambarini G, et al. Cyclic fatigue analysis of twisted file rotary Ni-Ti instruments used in reciprocating motion. *Int Endod J* 2012; 45(9):802-6.
79. Kim HC, et al. Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. *J Endod* 2012; 38(4):541-4.
80. Lopes HP, et al. Fatigue Life of Reciproc and Mtwo instruments subjected to static and dynamic tests. *J Endod* 2013; 39(5):693-6.
81. Arias A, Perez-Higuera JJ, de la Macorra JC. Differences in cyclic fatigue resistance at apical and coronal levels of Reciproc and WaveOne new files. *J Endod* 2012; 38(9):1244-8.
82. Pedulla E, et al. Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2013; 39(2):258-61.
83. Pedulla E, et al. Cyclic fatigue resistance of two reciprocating nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. *Int Endod J* 2013; 46(2):155-9.
84. Gavini G, et al. Resistance to flexural fatigue of Reciproc R25 files under continuous rotation and reciprocating movement. *J Endod* 2012; 38(5):684-7.
85. Burklein S, Tsotsis P, Schafer E. Incidence of dentinal defects after root canal preparation: reciprocating versus rotary instrumentation. *J Endod* 2013; 39(4):501-4.

86. Burklein S, et al. Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth: Reciproc and WaveOne versus Mtwo and ProTaper. *Int Endod J* 2012; 45(5):449-61.
87. Lim YJ, et al. Comparison of the centering ability of WaveOne and Reciproc nickel-titanium instruments in simulated curved canals. *Restor Dent Endod* 2013; 38(1):21-5.
88. Berutti E, et al. Canal shaping with WaveOne Primary reciprocating files and ProTaper system: a comparative study. *J Endod* 2012; 38(4):505-9.
89. Burklein S, Schafer E. Apically extruded debris with reciprocating single-file and full-sequence rotary instrumentation systems. *J Endod* 2012; 38(6):850-2.
90. Zuolo AS, et al. Efficacy of reciprocating and rotary techniques for removing filling material during root canal retreatment. *Int Endod J* 2013.
91. Lu Y, et al. Apically extruded debris and irrigant with two Ni-Ti systems and hand files when removing root fillings: a laboratory study. *Int Endod J* 2013, mar 14.
92. Park SK, et al. Clinical efficiency and reusability of the reciprocating nickel-titanium instruments according to the root canal anatomy. *Scanning* 2013, apr 29.
93. Machado ME, et al. Influence of reciprocating single-file and rotary instrumentation on bacterial reduction on infected root canals. *Int Endod J* 2013.
94. Basmaci F, Oztan MD, Kiyani M. Ex vivo evaluation of various instrumentation techniques and irrigants in reducing *E. faecalis* within root canals. *Int Endod J* 2013; 46(9):823-30.
95. Alves FR, et al. Quantitative molecular and culture analyses of bacterial elimination in oval-shaped root canals by a single-file instrumentation technique. *Int Endod J* 2012; 45(9):871-7.
96. Dagna A, et al. Antibacterial efficacy of conventional and single-use Ni-Ti endodontic instruments: an in vitro microbiological evaluation. *Int J Artif Organs* 2012; 35(10):826-31.