

“Sapienza” Università di Roma

Facoltà di Medicina e Odontoiatria

Dottorato di ricerca

in

“Tecnologie Innovative nelle Malattie dello Scheletro,
della Cute e del Distretto Oro-Cranio-Facciale”

Ciclo XXXII

Coordinatore

Chiar.ma Prof.ssa Antonella Polimeni

“Nuove metodologie per la valutazione della fatica ciclica di strumenti
endodontici”

Tutor: Chiar.mo Prof: Luca Testarelli

Candidato: Dott. Gabriele Miccoli

Matricola: 1679804

Indice

Introduzione.....	pag 3
1 La lega Nichel-Titanio	
1.1 Il ruolo del nichel-titanio in endodonzia.....	pag 4
1.2 Caratteristiche generali della lega Ni-Ti.....	pag 5
1.3 Proprietà meccaniche del Ni-Ti e risvolti clinici.....	pag 5
1.4 Fatica ciclica e torsionale degli strumenti Ni-Ti.....	pag 8
2 Gli strumenti rotanti in Nichel-Titanio	
2.1 L'evoluzione della strumentazione endodontica.....	pag 9
2.2 Strumenti in Ni-Ti.....	pag 10
2.3 Nuove leghe in Ni-Ti.....	pag 15
3 L'anatomia endodontica	
3.1 Le variabili anatomiche dell'endodonto.....	pag 18
3.2 Anatomia dei canali radicolari.....	pag 21
3.3 Fattori anatomici e frattura degli strumenti Ni-Ti.....	pag 31
4 Studio sperimentale	
4.1 Materiali e metodi	pag 32
4.2 Risultati.....	pag 35
4.3 Discussioni.....	pag 36
5 Bibliografia.....	pag 40

Introduzione

La frattura intracanalare degli strumenti rotanti in Nichel Titanio (Ni-Ti) è ancora uno dei maggiori problemi nella pratica endodontica quotidiana, problema che frena molti neofiti nell'utilizzo costante degli strumenti rotanti stessi. È stato dimostrato da diversi autori che le modalità di frattura sono principalmente classificabili in due grandi categorie^{1,2}:

-fatica flessurale (ciclica);

-fatica torsionale.

La frattura flessurale dei files rotanti accade a causa dei ripetuti cicli compressivi e tensili di stress che vengono accumulati nel punto di massimo stress che è generalmente localizzato nel punto di maggiore difficoltà anatomica a causa della curvatura all'interno del lume canalare³.

La frattura torsionale occorre quando la punta o un'altra parte del file si vincola o si blocca all'interno del canale, mentre il motore continua a girare fino a quando il limite torsionale dello strumento non viene superato e avviene la frattura⁴.

La resistenza meccanica dei file rotanti in Ni-Ti è stata quindi testata principalmente in due modi differenti: i test di fatica ciclica e i test torsionali. I test di resistenza torsionale, basati solitamente sulle raccomandazioni ADA per i test di resistenza torsionale dedicati ai file manuali in acciaio, si effettuano bloccando la punta dello strumento per circa 2 mm ad una velocità di rotazione di 2 rpm⁵.

Quando gli strumenti sono testati in fatica ciclica si fanno solitamente ruotare, alla velocità raccomandata dal produttore e con il Torque consigliato, all'interno di un canale artificiale fino al momento in cui la frattura non sia visibile od udibile.

Nelle ultime decadi, sono stati proposti miglioramenti nel disegno, nella lega e nel processo di produzione per incrementare la resistenza meccanica dei file rotanti in NiTi. Diversi trattamenti termici sono stati proposti e brevettati dalle varie aziende produttrici. In letteratura è già dimostrato come il trattamento termico, in files con la stessa geometria e lo stesso disegno trasversale, aumenti la resistenza alla fatica ciclica sebbene riduca allo stesso tempo la resistenza torsionale^{6,7}. Alcuni studi, tuttavia, hanno valutato e comparato anche files termicamente trattati e non con due differenti disegni della cross-section in test di fatica ciclica, dimostrando come il trattamento termico non sia il solo e più influente parametro nella resistenza flessurale degli strumenti rotanti⁸. Quindi molti altri fattori possono influenzare la resistenza meccanica dei files in NiTi. Difatti è stato ampiamente dimostrato come le differenti sezioni cross, le dimensioni della punta e della conicità, la lunghezza del pitch e il movimento operativo, reciprocante o continuo,

possano inficiare la resistenza agli stress flessurali⁹⁻¹¹. Una maggiore massa incrementa la resistenza torsionale e diminuisce la resistenza alla fatica¹².

Il fattore determinante per quanto riguarda gli stress di fatica ciclica, nonostante le notevoli migliorie nel disegno e nel trattamento termico degli strumenti in Nichel-Titanio, è senza dubbio la configurazione anatomica dell'endodonto. Diversi studi precedentemente pubblicati dimostrano come l'anatomia endodontica sia sovente caratterizzata dalla presenza di molteplici curvature sui 3 piani dello spazio. Difatti, se la radiologia tradizionale ci mostra le curvature presenti in senso mesio-distale, la diagnostica 3D, come la CBCT, ci permette di apprezzare le curvature presenti anche sul piano vestibolo-orale. Inoltre, il crescente interesse per le aperture camerali minimamente invasive, può aumentare gli stress ciclici sugli strumenti rotanti in Ni-Ti a causa dello sviluppo di una "curvatura iatrogena" dovuta proprio ai condizionamenti dell'apertura camerale. Queste considerazioni ci dimostrano come sia importante valutare la resistenza flessurale degli strumenti non solo nelle curvature bidimensionali ma anche, e soprattutto, nelle curvature tridimensionali, cioè presenti nei tre piani dello spazio.

Scopo del presente studio è quello di validare un nuovo device tridimensionale per la valutazione degli stress flessurali degli strumenti rotanti in Ni-Ti. Inoltre si vuole comparare la resistenza alla fatica ciclica in due canali simili con curvature bi e tri-dimensionali.

1. La lega Nichel-Titanio

1.1 Il ruolo del nichel-titanio in Endodonzia

Il Nichel-Titanio (Ni-Ti) è una lega appartenente alla classe dei composti intermetallici e fu ideato da William J. Buehler nel 1965¹ con il nome di Nitinol, sigla originata dalla fusione di NiTi, che sta per Nichel e Titanio, con Nol, acronimo di Naval Ordnance Laboratory, Maryland, USA, luogo dove lo studioso svolgeva il suo lavoro di ricerca. Sette anni dopo, nel 1972, Andreasen dell'Iowa University^{1,2} ebbe il merito di aver impiegato per primo questo materiale in ortodonzia. Studi importanti circa le sue applicazioni in campo odontoiatrico furono quelli di Civijan e coll. che nel 1975³ concepirono le leghe NiTi contenenti il 55%(55-Nitinol) e il 60%(60-Nitinol) in peso di Nichel, rispettivamente impiegate per la realizzazione di strumenti endodontici e punte canalari per l'otturazione canalare, e di Walia e coll. nel 1988 che, tra le altre peculiarità, ne enfatizzarono la notevole flessibilità⁴ oltre ad essere stati tra i primi a testare strumenti manuali in Ni-Ti di uso endodontico.

1.2 Caratteristiche generali della Lega NiTi

La lega NiTi è ottenuta attraverso processi di fusione sottovuoto di materiali grezzi di Ni (99,9%) e Ti (97%) per evitare un indebolimento della stessa a causa di un eventuale assorbimento di ossigeno. Esso è costituito per il 56% in peso circa da Nichel e per il restante 44% in peso da Titanio con un rapporto equiatomico di 1:1 tra atomi di Nichel e atomi di Titanio, con eventuali modifiche nella composizione per strutturarne meglio le proprietà intrinseche; inoltre nel corpo della lega sono presenti anche tracce di magnesio, manganese e argento⁵.

In virtù della sua composizione, il Ni-Ti può esistere in due principali forme cristalline:

-fase Austenitica, a reticolo cubico a corpo centrato. Questa è la fase stabile ad alta temperatura e il materiale risulta più rigido, duro e meno plastico, difficilmente deformabile.

-fase Martensitica, a reticolo esagonale compatto e definita monociclica o ortorombica. Questa è la fase stabile a bassa temperatura e il materiale risulta più flessibile e più plastico, deformabile^{6,7}.

Tra le due esiste una terza fase definita Fase R o di Transizione, costituita da strutture cristalline intermedie e reversibili^{6,7}.

La fase martensitica si può presentare in due forme: accoppiata, qualora essa venga indotta termicamente; deformata, provocata da variazioni dello stato tensionale⁸.

1.3 Proprietà meccaniche del Ni-Ti e risvolti clinici

La lega NiTi appartiene alla famiglia delle leghe intermetalliche di Nichel e Titanio, caratterizzate da due proprietà che le contraddistinguono: la memoria di forma e la superelasticità.⁹

Memoria di forma

Si definisce memoria di forma la capacità delle leghe in NiTi di riacquistare, dopo una deformazione, la forma iniziale, mediante riscaldamento.¹⁰

Superelasticità

Si definisce superelasticità la proprietà dei corpi di deformarsi per azione di forze esterne e di riprendere la forma primitiva al cessare di queste. Esiste un limite definito “limite elastico”, oltre il quale si ha una componente di deformazione plastica che non può essere più recuperata con l’eliminazione del carico esterno. Questa caratteristica (superelasticità) è particolarmente evidente quando si prova a flettere con un dito due strumenti endodontici identici, uno in acciaio e l’altro in NiTi. Lo strumento endodontico in acciaio presenta un’elevata rigidità mentre quello in NiTi risulta particolarmente cedevole (elastico); è quindi vantaggioso l’utilizzo di strumenti endodontici in NiTi per sagomare il sistema canalare in armonia con l’anatomia originale.

Resistenza

Walia et al. e Camps et al. hanno dimostrato che gli strumenti in NiTi erano molto più resistenti alla torsione oraria ed antioraria rispetto alle lime di pari grandezza ma in acciaio.^{11,12} Questa elevata resistenza della lega in NiTi ha permesso di realizzare strumenti rotanti che hanno notevolmente semplificato la sagomatura del sistema dei canali radicolari.

Caratteristiche metallurgiche della lega NiTi

La lega in NiTi, appartenendo alla famiglia delle leghe intermetalliche può esistere in diverse forme cristallografiche, a cui corrispondono tre fasi distinte con proprietà meccaniche diverse: austenitica, di trasformazione e martensitica.

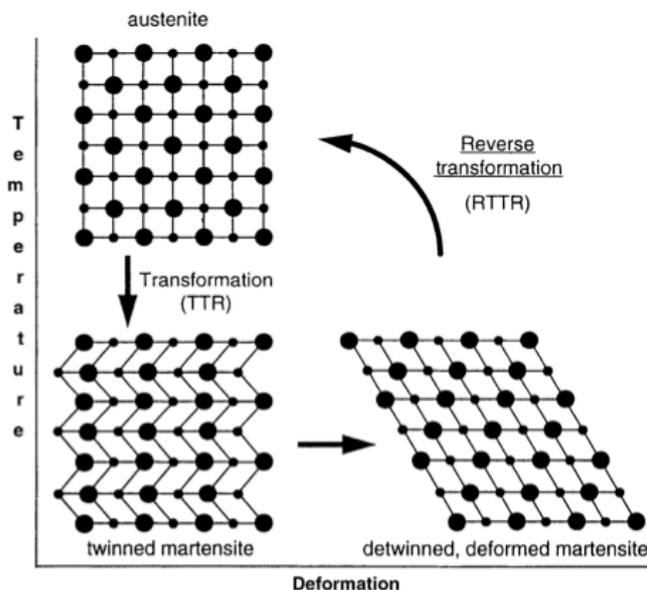


Fig.1: Cambiamenti della struttura cristallina della lega Ni-Ti da una fase all'altra al variare della temperatura T.

- 1- Fase Austenitica : con reticolo cubico a corpo centrato; è la fase più stabile.
- 2- Fase Martensitica: con reticolo esagonale compatto; è la fase più instabile e duttile.
- 3- Fase di trasformazione (T): è composta a sua volta da una serie di fasi intermedie che si trasformano l'una nell'altra, determinando uno spostamento degli atomi di Ni e Ti su piani cristallini opposti e paralleli, senza che ciò implichi una variazione di forma cristallografica.

Ogni singola fase cristallina esiste in un determinato intervallo di temperature. La transizione da una fase all'altra è possibile solo all'interno di una gamma di temperature comprese tra quella d'inizio e di fine trasformazione.

Raffreddando la lega al di sotto della T.T.R. (transformation temperature range) oltre alla modificazione cristallina, si ha anche un cambiamento delle sue proprietà fisiche con un aumento di duttilità (fase martensitica).

Riportando la temperatura al di sopra della T.T.R. si ritorna alla fase più stabile energeticamente con reticolo cubico a corpo centrato (fase austenitica).

Tali cambiamenti di fase possono essere indotti anche dall'applicazione di stati di deformazione, come avviene per gli strumenti endodontici al NiTi durante il loro lavoro all'interno dei canali radicolari.¹³

La lega NiTi ha quindi un comportamento meccanico fortemente non lineare.¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁶

Ciò significa che non c'è una corrispondenza proporzionale (lineare) tra tensioni e deformazioni.

Vantaggi

H. Schilder nel 1974 enunciò gli obiettivi meccanici e biologici che dobbiamo seguire per ottenere una corretta detersione e sagomatura del sistema dei canali radicolari. Nel corso del tempo sono state proposte e testate numerose tecniche di strumentazione manuale e file in acciaio introdotti nel mercato: sono stati subito evidenti alcuni inconvenienti:

- 1- l'acciaio non si adattava bene all'anatomia spesso complessa del sistema dei canali radicolari
- 2- la conicità degli strumenti a disposizione era molto limitata ed ottenere sagomature tronco-coniche spesso richiedeva molta pazienza e numerosi passaggi operativi.

L'introduzione della lega NiTi ha permesso di ovviare a questi problemi operativi.

La superelasticità e la resistenza della lega NiTi ha permesso di realizzare strumenti rotanti a conicità doppia, tripla ed oltre rispetto a quella standard degli strumenti endodontici manuali in acciaio, riducendo drasticamente il numero di strumenti per sagomare un canale. La superelasticità ha permesso, inoltre, di ottenere sagomature estremamente conservative, in armonia con l'anatomia originale; questa permette di risolvere uno dei problemi maggiori derivanti dall'uso degli strumenti in acciaio inossidabile: questi, infatti, a causa della loro peculiare rigidità ed elasticità presentavano durante la sagomatura di canali curvi la "restoring force"^{17,18}, ovvero la tendenza a raddrizzarsi per accumulo di tensione elastica dello strumento durante una deformazione causando quindi una preparazione non centrata rispetto al canale originale e indebolimenti delle pareti canalari, rischio di perforazioni (stripping)¹⁷, trasporto apicale (apical zip)¹⁸ e di otturazioni del sistema canalare non complete¹⁹.



Fig.2: fenomeno del trasporto apicale(apical zip): usando strumenti in acciaio inossidabile per sagomare canali curvi ,all'aumentare del diametro degli strumenti(da A a B), aumenta anche la rigidità del metallo che determina lo slargamento del forame apicale.

Con il Ni-Ti, soprattutto nelle curve a raggio corto, la rimozione della dentina avviene maggiormente a carico della superficie esterna della curva rispetto agli strumenti in acciaio e perciò le preparazioni evitano anche un eccessivo indebolimento dell'elemento dentario trattato: tutto ciò perché grazie alla proprietà dell'austenite lo strumento non ha tendenza a raddrizzarsi poiché lo stato cristallografico in cui si trova annulla completamente la reazione elastica^{6,8,20}.

1.4: Fatica ciclica e torsionale degli strumenti NiTi

Tutte le caratteristiche intrinseche della lega Ni-Ti sono influenzate e modificate all'atto pratico da vari fattori che condizionano le prestazioni metallurgiche, i risultati clinici e quindi anche la frattura degli strumenti endodontici rotanti.

La frattura degli strumenti endodontici avviene secondo due possibili modalità differenti^{21,22}:

- Frattura per torsione: quando la punta o un'altra parte dello strumento è bloccata nel canale mentre la porzione coronale continua a ruotare (taper lock) lo strumento si frattura; quando il limite elastico del metallo è superato dal torque esercitato dal manipolo, la frattura della punta diventa inevitabile²³. Tipicamente gli strumenti fratturati per carichi torsionali presentano spesso segni di deformazione plastica, come il disavvolgimento delle spire²¹. Questo tipo di frattura è funzione della massa e quindi del diametro della punta²⁴ (massa e diametro in punta ridotte favoriscono la frattura); della velocità di rotazione e del torque²⁵ (valori di torque elevati favoriscono la frattura, mentre velocità elevata, angoli di taglio non neutri e differenti tra di loro, volume maggiore dello strumento, superficie di lavoro ridotta, presenza di lubrificanti quali chelanti diminuiscono i valori di torque); dell'efficienza di taglio dello strumento connessa all'angolo di taglio e al numero delle spire²⁶ (più spire causano avvitemento, angoli delle spire diversi lo riducono); della frizione e attrito che il file incontra durante la rotazione²⁷ (più questa aumenta più aumentano i rischi, come nei canali stretti o calcificati); dell'agilità con cui canalizza i detriti dentali²⁸ (all'aumentare di profondità e lunghezza dei solchi di scarico diminuisce il rischio di avvitemento); e dell'uso clinico dello strumento da parte dell'operatore²¹.
- Frattura per fatica ciclica: avviene invece a causa dei continui cicli di tensione-compressione che subiscono le varie parti dello strumento in rotazione nel punto di massima flessione in una curva canalare^{29,30}; infatti sottoposto a tensione all'esterno della curva e a compressione all'interno della curva, lo strumento accumula fatica ciclica fino alla frattura. In questo caso non si assiste alla presenza di deformazione plastica dello strumento, ma un crack formatosi su punti di elevata concentrazione di stress si propaga fino alla frattura finale improvvisa^{31,32}. La frattura per fatica

ciclica è dipendente dal diametro dello strumento²¹(al diminuire del diametro aumenta la resistenza alla fatica ciclica in maniera inversamente proporzionale); dalla conicità dello strumento^{22,23}(minore la conicità, minore è il rischio di frattura); dalla sezione dello strumento^{23,18}; dalla superficie dello strumento^{31,33}(trattamenti specifici quali l'elettropulitura favorisce una maggiore resistenza alla fatica ciclica); dal numero di rotazioni^{33,34}(maggiore velocità, maggior rischio di frattura) e dal tipo di rotazione³⁵(senza dubbio la rotazione alternata, come già detto, diminuisce il rischio di frattura); dall'anatomia canalare^{36,37}(oltre a angolo e raggio di curvatura, dopo canali stretti, calcificati, lunghi e curvi la probabilità di frattura in caso di riutilizzo dello strumento aumenta considerevolmente); e dal movimento che l'operatore imprime allo strumento³⁸(anziché fermo, lo strumento dovrebbe compiere movimenti brevi su e giù di 1-3 mm).

2. Gli strumenti rotanti in Nichel-Titanio

2.1: L'evoluzione della strumentazione endodontica

Nel corso degli anni sono state studiate diverse forme e morfologie per i diversi strumenti endodontici, da utilizzare con le specifiche sequenze operative; disegno, sezione, diametro, passo delle spire e trattamenti termici sono solo alcune delle caratteristiche che ne contraddistinguono l'uso in endodonzia.

Nel 1961 Ingle stabilì per gli strumenti endodontici una forma basilare, stabilendo una tecnica endodontica standardizzata, usando strumenti e materiali da otturazione di nuovo disegno: acciaio inossidabile anziché acciaio di carbonio, numeri più piccoli (06 e 08) e più grandi con colori codificati.

Strumenti in acciaio

In passato dominavano il campo gli strumenti in acciaio inossidabile a conicità standard ISO .02 ad uso manuale e rotante. Tra gli strumenti manuali ricordiamo le lime, di cui i maggiori rappresentanti sono state le lime K o K-files^{1,2,3}, caratterizzate da una sezione quadrangolare, punta tagliente e aggressiva, ottime per l'avanzamento e l'esplorazione dell'anatomia endodontica (scouting) grazie all'ottima percezione tattile che l'operatore avverte usandole; tuttavia la notevole aggressività della punta nonché l'abbondante limatura dentale che causano ha spinto alla produzione di nuovi altri strumenti che si differenziavano per: sezione trasversa (triangolare nei K-flexofiles^{4,5}, romboidale nei K-Flex⁶, a S negli Unifiles^{1,2} e S-files^{1,2}) che, assieme alla profondità delle spire, ne condizionava sia la flessibilità che il deflusso del fango dentinale, punta (non tagliente nei K-Flexofiles^{4,5}, meno aggressivo e con collare guida nei Flex-R⁷) correlata invece alla possibile formazione di gradini e false strade, fino a produrre strumenti

in acciaio inossidabile ottenuti per microincisione (Flex-R, Ergoflex). Tutti questi strumenti, avendo le lame quasi perpendicolari rispetto all'asse dello strumento, dimostrano una maggiore efficienza di taglio con "movimenti di va e vieni" (limatura) di ampiezza massima pari a 2-3 mm; questi nella pratica clinica sono spesso associati a movimenti a carica di orologio (Watch-Winding) e alla tecnica delle forze bilanciate (secondo Roane⁷). Altri strumenti manuali molto usati in passato sono stati gli allargacanalanti o reamer^{1,2,3,8,9} (K-reamer, K-flexoreamer): essi si differenziano dai precedenti per il numero, circa la metà per ogni millimetro, e l'angolo, più acuto, delle spire che da un lato rende gli strumenti efficaci solo durante la fuoriuscita dal canale imprimendogli una rotazione di ¼ di giro, escludendone quindi l'uso per il sondaggio iniziale (per il rischio di frattura) e nei canali curvi (per il rischio di trasporto apicale), e dall'altro costituiscono, grazie agli ampi spazi tra le lame, un'ottima soluzione per rimuovere il fango dentinale prodotto dalle lime. Da citare infine sono gli Hedstroem file o H-file^{1,2,3}, particolarmente taglienti nei movimenti di limatura ma altrettanto delicati per la ridotta massa centrale, e i Tiranervi, strumenti con spirali di arpioni finalizzati a rimuovere il tessuto pulpare ma estremamente rischiosi visto l'alto numero di fratture che seguono all'uso degli stessi. Tra gli strumenti rotanti montati su manico contrangolo troviamo invece le frese di Gates-Glidden³, caratterizzate da un lungo gambo e una porzione lavorante a forma di fiamma, utili nell'eliminazione delle interferenze coronali e nella preparazione del terzo coronale del canale con movimento di pennellatura in uscita; le frese Largo⁸, sfruttate in passato per la preparazione del dowel space in canali già preallargati ad oggi ampiamente sostituite da frese specifiche in commercio per ciascun tipo di perno usato.

La tecnica che era senza dubbio più usata con la strumentazione in acciaio inossidabile a conicità .02 era la tecnica Step-Back, ideata da Schilder, che prevedeva di alesare i canali per tutta la lunghezza di lavoro fino al diametro 25, per poi far lavorare i diametri 30,35,40,45 e 50 rispettivamente a 1,2,3,4 e 5 mm dalla lunghezza di lavoro. Questa procedura, visto il numero dei passaggi operativi nonché l'artificialità è ormai sorpassata, anche se talora è riproposta nei casi di canali molto curvi e lunghi, per evitare di usare strumenti a conicità aumentata e quindi troppo rigidi.

2.2 Strumenti in Nichel Titanio

Successivamente l'avvento della lega Ni-Ti e delle sue proprietà ha permesso di sviluppare nuovi strumenti rotanti molto più performanti ed efficienti rispetto al passato classificati in varie generazioni successive a seconda della loro comparsa sul mercato.

PRIMA GENERAZIONE

- Profile(.02,.04,.06), introdotti da W. Ben Johnson nel 1994^{1,2,10}, hanno in sezione trasversa un disegno “a tripla U” e presentano superfici di taglio piatte e spiananti definite “radial land”, oltretutto una punta arrotondata non attiva; queste caratteristiche rendono tali strumenti piuttosto fragili, per la riduzione del core centrale, quindi poco indicati per canali lunghi e calcificati o per il glide path, e allo stesso tempo flessibili, perciò utili nei canali curvi. Fanno parte di questa serie anche gli Orifice Shapers, di conicità aumentate e diametri differenti, più indicati per la preparazione degli imbrocchi e del terzo coronale dei canali radicolari in particolare se calcificati.
- Lightspeed(.02)^{11,12}, introdotti da S.Senia, hanno forma simile alle frese di Gates-Glidden con gambo lungo e sottile che ne esalta la maggior flessibilità, grazie alla nuova lega Ni-Ti; sezione trasversale a U con piani di taglio radiali e punta non tagliente ne completano le caratteristiche. Anche questi sono poco indicati in condizioni di aumentati stress torsionali.
- GT Rotary (.04,.06,.08,.10,.12)^{13,14}, suddivisi in serie 20,30,40 e Accessory, sono stati creati da S.Buchanan, presentano una lunghezza delle lame inversamente proporzionale alla conicità, sezione trasversa a U, “radial land” leggermente più inclinati e punta arrotondata non tagliente.
- Quantec(.02,.03,.04,.05,.06)^{1,2}, ideati da J.McSpadden, hanno due “radial land” asimmetrici(per una pressione di taglio omogenea), arretrati rispetto alla superficie di contatto(per una riduzione dell’attrito) e con angolo di taglio leggermente positivo(per aumentare l’azione di taglio); sono presenti due versioni, la SC con punta tagliente, indicata per canali sottili e calcificati, e la LX, con punta arrotondata non tagliente, più usata per curvature ampie o severe; entrambe hanno una scanalatura incisa sulla superficie che favorisce la rimozione dei detriti.
- Hero 642(.02,.04,.06)^{15,16,17}, hanno sezione trasversa a tripla elica con angoli di taglio positivi, quindi senza piani radiali, un maggior core centrale, passo delle spire costante e punta arrotondata non tagliente. Completano questa serie: gli Hero Shaper(.04,.06)^{18,19}, con angolo di incidenza delle lame variabile e passo delle spire che aumenta per migliorare la flessibilità e riduzione delle dimensioni del manico per favorire l’accessibilità a tutte le zone del cavo orale; gli Hero Apical(.06,.08)^{19,20} studiati per un allargamento maggiore del terzo apicale, sebbene più rigidi.

SECONDA GENERAZIONE

Un maggior interesse in questo senso spinse quindi a una nuova classe di strumenti facenti parte della *seconda generazione*:

- Race(Reamers with Alternating Cutting Edge)^{32,33,34}, composti dalle numerose serie ScoutRace, BT-Race, BioRace, BT-Apisafe, Race ISO 10 e iRace, che nel complesso hanno conicità variabili da .02 a .12 e sono indicate per differenti situazioni cliniche: hanno tutte in comune delle caratteristiche quali una sezione triangolare con tre angoli di taglio negativi alternati a superfici

non lavoranti per diminuire il rischio di avvitemento e favorire il deflusso dei detriti con minor torque di lavoro.

- Mtwo(.04,.05,.06,.07)^{35,36}, ideati da V.Malagnino, hanno una sezione a elica(a “ S italiana) con due taglienti molto affilati che determinano un’elevata efficienza di taglio e un’aumentata capacità di avanzamento nel canale; la punta non è attiva e la pronunciata capacità di scarico dei detriti assieme al ridotto contatto radiale delle lame riduce notevolmente l’attrito.

TERZA GENERAZIONE

La ricerca di un’ulteriore semplificazione dei passaggi operativi nonché di un’efficienza di taglio ancora superiore ha spinto a design nuovi che costituiscono la *terza generazione*:

- ProTaper Universal^{21,22}, divisi in Shaper (SX per l’eliminazione delle interferenze coronali,S1 ed S2 per la sagomatura del canale fino alla lunghezza di lavoro) e in Finisher(F1,F2,F3 per rifinire il terzo apicale e F4,F5 per canali con diametri ancora maggiori) presentano sezione trasversale triangolare con lati convessi(in SX,S1,S2,F1,F2) per aumentare il core e quindi la resistenza torsionale degli strumenti, e concava(in F3,F4,F5). Hanno lame taglienti con angoli di taglio delle lame e distanza tra le lame entrambi variabili, in entrambi i casi per ridurre il rischio di avvitemento; per evitare fenomeni di trasporto apicali dovuti alla rigidità dello strumento, causata da un core ampio e dalle elevate conicità, ci si è affidati alla presenza di conicità multiple crescenti verso il manico proprio per aumentarne la flessibilità e ridurre l’area di dentina impegnata e quindi i carichi di torsione.
- K3(.02,.04,.06)^{23,24} con sezione a tripla elica asimmetrica, dove le prime due superfici di taglio servono ad aumentare la resistenza alla torsione e a ridurre l’attrito mentre la terza stabilizza lo strumento mantenendolo centrato nel canale; inoltre l’angolo di taglio è positivo, con elevata capacità di taglio, e la distanza fra le lame così come il diametro del core vanno diminuendo verso il gambo, rispettivamente per prevenire l’avvitemento e mantenere costante la flessibilità. Si aggiungono gli Orifice Opener(.08,.10,.12) con funzione di preallargamento del canale.
- Revo²⁵, costituita da Endoflare(.12) per eliminare interferenze coronali e allargare l’imbocco del canale, G-Files e One G-File per il preflaring apicale, Revo-S(.04,.06) per la preparazione e rifinitura canalare, Revo-S AS per la rifinitura apicale. Presentano sezione con tre lame disposte in modo da avere una distanza differente rispetto al centro del canale così che quando una lavora le altre sono libere e si riduce l’attrito e il rischio di autoavvitemento; inoltre il disegno permette una riduzione del core dello strumento con conseguente maggiore flessibilità e deflusso dei detriti.

- Endowave^{26,27} hanno una sezione trasversale triangolare(.04,.06,.08) e quadrata(.02) con disegno a “onda continua” caratterizzato dalla presenza di bordi affilati prima dritti e poi obliqui; punta non tagliente e trattamento di elettro-pulitura, come nei Race, ne completano le caratteristiche.
- 4S(.03,.04,.06) si caratterizzano per avere due sezioni trasverse alternate, romboidale e a doppia S, con punta non tagliente e uno specifico rivestimento di Nitruro di Titanio che aumenta la resistenza all’usura e la durezza di superficie dello strumento.
- Twisted File(da .04 a .12)^{28,29,30,31}, di sezione triangolare e spire a passo variabile; questi strumenti vengono prodotti e trattati attraverso due procedure estremamente innovative recentemente introdotte in campo endodontico: innanzitutto nascono da un nuovo processo di fabbricazione per torsione, fino a poco tempo fa ritenuto impossibile viste le proprietà della lega Ni-Ti; infatti, attraverso trattamenti termici durante la lavorazione, la lega è portata nella sua forma plastica non austenitica che può perciò subire una torsione, alla quale segue un nuovo ciclo termico che la riporta nella sua fase austenitica. Questa nuova tecnologia permette di prevenire le fessure, i difetti e le microcricche che seguono al processo di micromolaggio e quindi aumenta la resistenza meccanica degli strumenti diminuendo le fratture per propagazione di irregolarità della lega. Questa procedura migliora anche la flessibilità e il taglio del singolo strumento rendendone quindi l’uso clinico più facile e semplice. A questo si aggiunge come altra novità un trattamento superficiale finale (Deox) che sigilla le imperfezioni della superficie, aumentando direttamente la resistenza agli stress torsionali^{52,53}, e aumenta l’efficienza di taglio delle lame. Per questi strumenti è stato poi creato il Twisted File Adaptive(TFA)System, un sistema di rotazione reciprocante che varia a seconda dello stress intracanalare segnalato(da 600°/0° fino a 370°/50°):questo permette di aumentare la resistenza alla frattura dello strumento, di avere una maggiore efficienza di taglio comparata ad altri sistemi reciprocanti^{74,75} e una riduzione dell’avvitamento dello strumento^{72,73}.

Con questa generazione quindi si è cercato di innovare il disegno degli strumenti e di ottimizzare l’efficienza di taglio, fattori questi che sono fondamentali per aumentare la flessibilità, prevenire la tendenza all’avvitamento e la formazione di fango dentinale; quest’ultimo parametro è infatti molto importante in quanto favorisce una migliore detersione dello spazio endodontico che porta inevitabilmente a risultati migliori e più predicibili.

Assieme all’introduzione dei nuovi strumenti endodontici sul mercato inoltre è stato sempre più affinato anche l’uso clinico degli strumenti; ad esempio ci si è molto soffermati su quella che deve essere la pressione necessaria con cui introdurre e far progredire lo strumento rotante nel

canale: nonostante questo sia un fattore dipendente molto sia dalla capacità di taglio dello strumento che dall'esperienza dell'operatore, grazie anche all'introduzione di motori endodontici che presentano velocità e torque impostati a livelli adeguati e separati, l'uso dello strumento dovrebbe essere "passivo" o al massimo, come sostiene McSpadden^{37,38}, bisogna usare una pressione costante minima con avanzamenti di 1 mm alla volta. L'impegno e il blocco della punta nel canale infatti, causata da una forzatura dello strumento, causa sollecitazioni torsionali notevoli che esitano frequentemente in una frattura: ecco quindi che essendo l'avanzamento dello strumento direttamente correlato alla capacità di taglio dello stesso³⁹, gli strumenti di prima generazione richiedono una moderata pressione, quelli della seconda invece vanno usati passivamente mentre quelli della terza necessitano di essere leggermente trattenuti visto il notevole avanzamento che presentano grazie ai nuovi design.

Allo stesso modo ci sono state evoluzioni anche per quanto riguarda le tecniche di preparazione canalare che hanno portato al quasi definitivo abbandono della vecchia procedura Step-Back: attualmente è molto utilizzata la procedura Crown-Down⁴⁰ che prevede una primaria preparazione della parte coronale del canale, poi di quella media e infine di quella apicale usando strumenti aventi una conicità, diametro o entrambi sempre più ridotti avvicinandosi all'apice radicolare. Il vantaggio di questa procedura è innanzitutto l'eliminazione precoce delle interferenze coronali e causate da imbocchi canalari non in asse con il terzo apicale: questo permette di strumentare più efficacemente e con una migliore sensibilità tattile, oltre a favorire una strumentazione meno aggressiva con minimizzazione dei detriti che fuoriescono oltre apice e maggiore progressione apicale delle soluzioni irriganti. Inoltre in questo modo gli strumenti di maggiori dimensioni preparano i canali a ricevere strumenti di diametro minore più flessibili che andranno a lavorare solo nella loro porzione finale essendo il canale coronalmente già svasato, con minori rischi di taper-lock e di trasporto apicale. Questa procedura viene sempre più frequentemente associata a una preparazione iniziale del canale (Preflaring)⁴¹ tramite strumenti manuali (ad esempio lime K) o rotanti (come i Pathfile e Scoutfile) portati fino in apice per evitare che gli strumenti in Ni-Ti successivi siano esposti a eccessive sollecitazioni torsionali. Sono state recentemente anche introdotte tecniche miste in cui ad una sistematica Crown-Down per la porzione coronale e media del canale viene associata una procedura Step-Back per il terzo apicale⁴², e tecniche che prevedono una maggior alesatura della regione apicale, note come Deep Shaping⁴³: infatti grazie all'uso della MicroTc si è osservato come sempre più spesso si lavori su forami apicali di diametri ben maggiori di 0,20mm come si riteneva un tempo, fattore per cui secondo questa metodica a livello apicale sarà necessario sfruttare strumenti con conicità maggiori e diametri anche superiori a 0,40 mm. Ci sono comunque altre procedure introdotte in campo endodontico, destinate a casi

specifici, come la Zone Technique di McSpadden ⁴⁴ che in caso di curvature importanti, al fine di limitare eccessive sollecitazioni meccaniche, propone di allargare la porzione pre-curvatura con strumenti di maggiori dimensioni per poi terminare la preparazione post-curvatura con strumenti più piccoli e flessibili; oppure come la Tecnica Simultanea ⁴³, indicata per gli strumenti Mtwo, in cui essi vengono fin da subito portati in apice alesando contemporaneamente tutto il canale radicolare. Va sottolineato infine che per ciascuna serie di strumenti esistono diverse specifiche sequenze operative dettate dalle case produttrici anche e soprattutto in base alle complessità anatomiche incontrate.

2.3 Nuove leghe in NiTi

Negli ultimi anni le case produttrici, oltre a modifiche del disegno degli strumenti, hanno cercato di ottenere nuove proprietà dalla stessa lega Ni-Ti per far fronte alle sempre maggiori richieste in campo clinico e ciò è stato ottenuto grazie a nuovi trattamenti termici degli strumenti endodontici: già nel 2007 Zinelis ⁴⁵ e nel 2009 Alapati ⁴⁶ hanno sperimentato che trattando termicamente la lega ad una temperatura tra i 450° e i 550° la Af, temperatura oltre la quale la lega è interamente in fase austenitica, veniva innalzata da circa 16°-31° fino a 45°-50° cosicché i files, alla temperatura a cui lavorano, stimata essere intorno ai 35°, non fossero più in fase austenitica ma parzialmente o totalmente in fase martensitica. Questo trattamento determina quindi un arrangiamento della fase cristallina con cambiamento della temperatura di transizione, ottenendo una lega con proprietà differenti ^{47,48,49,50,51}: risulta priva del ritorno elastico e più plastica, quindi anche precurvabile, con miglior adattamento alle curve naturali anche se in questo modo mostra una diminuita resistenza agli stress torsionali, di cui tenere conto. Tuttavia quest'ultimo inconveniente, come emerge da studi recenti, è possibile evitarlo ⁵⁴. Oltre a questo si ottiene una maggiore flessibilità della lega che aumenta la resistenza alla fatica ciclica, ovvero il deterioramento graduale e progressivo della resistenza del materiale sottoposto a carico ciclico, in certi casi anche del 300% ^{49,50}. Molto importante, infine, è sapere che grazie a questi trattamenti termici vengono nettamente ridotti i difetti del materiale quali dislocazioni, inclusioni, precipitati e microfratture, risolvendo un'altra problematica degli strumenti Ni-Ti convenzionali. Infatti già Miyazaki et al. nel 1982 ⁷⁶ hanno scoperto che la superelasticità della lega è strettamente dipendente dalla storia termica dello strumento: in aggiunta ai loro studi che evidenziarono come vari trattamenti termici potessero produrre o eliminare il comportamento superelastico, Hayashi et al. ⁷⁷ nel 2007 e altri studi recenti ⁷⁸ hanno mostrato come trattamenti termici associati alla produzioni o anteriori a essa possano aumentare la proporzione di Martensite, più flessibile dell'Austenite, e ridurre i difetti del reticolo, grazie ad un processo di ricristallizzazione. Tutto

questo è stato anche avvalorato da un recente studio dove si evidenzia proprio l'aumento della resistenza alla fatica ciclica di queste nuove leghe⁷⁹. Inoltre alcune di queste leghe, come la lega Gold, hanno una resistenza alla fatica ciclica non influenzata, come le altre leghe, dalla temperatura intracanalare o ambientale poiché la temperatura oltre la quale la lega è interamente Austenite(Af) di queste leghe è ben oltre la temperatura corporea⁸⁰. Infatti, come emerso dallo studio di Gambarini e al.⁸¹, gli strumenti registrano un significativo aumento di resistenza alla fatica ciclica a temperature inferiori, mostrando come la temperatura di lavoro sia un altro fattore fondamentale nel favorire o meno la frattura dello strumento.

Le nuove leghe sono numerose:

- Ni-Ti Blue(Af:38°C)^{55,56}, usata per la fabbricazione dei Vortex Blue(.04,.06) che hanno un design molto simile ai Profile, con disegno delle scanalature variabile e angolo elicoidale mutevole.
- Ni-Ti CM-Wire (Controlled Memory-Wire,Af:55°C)^{57,58,59}, caratterizzata da un percentuale inferiore di Nichel pari al 52%, dal fenomeno della “memoria controllata” per cui la lega è priva del ritorno elastico e tipicamente precurvabile; innovativa inoltre la capacità di recuperare la forma originaria e la resistenza alla fatica semplicemente tramite un normale processo di sterilizzazione in autoclave. Questa lega è usata per la fabbricazione della Serie Controlled Memory(CM): questa è costituita dagli HyFlex GPF(Glide Path File)(.01,.02)per un corretto glide path, dagli HyFlex CM(.04,.06)per una preparazione del canale fino alla l.d.l. e dagli HyFlex EDM(Electrical Discharge Machining)(.02,.03,.04,.05) che subiscono un nuovo processo di forgiatura capace di rendere la superficie ruvida e irregolare (spark machined) con gradi di usura molto bassi e una resistenza alla fatica ciclica notevole; anche questi strumenti, come i precedenti, sono usati per l'alesaggio del canale fino alla l.d.l. .
- Ni-Ti M-Wire(Af:50°C), oltre a innovare le proprietà dei ProTaper nella nuova serie ProTaper Next^{60,61}, in cui scompaiono gli Shaper Files e si aggiunge una sezione trasversale rettangolare decentrata rispetto all'asse dello strumento con movimento “a serpente” che favorisce una maggiore centratura nel canale e un migliore deflusso degli strumenti, introduce due sistematiche di files endodontici(WaveOne e Reciproc) che lavorano con un nuovo tipo di rotazione: il movimento alternato. Dall'idea nata dal prof.Ghassan Yared⁷¹ sull'uso di sistemi alternati meccanici con strumenti Ni-Ti, si è capito che il movimento alternato, anche se determina una riduzione dell'efficienza di taglio, riduce notevolmente la fatica ciclica dello strumento fino a 6 volte, riducendo il rischio di avvitemento e di rottura dello stesso. Questo movimento, che richiede specifici motori endodontici, è infatti costituito da una prima rotazione nella direzione tagliente e ampia tramite cui avviene l'impegno delle lame a cui segue una rotazione in senso inverso di ampiezza minore grazie al quale lo strumento si svincola dalle pareti del canale; con

questo movimento per compiere una rotazione di 360° sono necessari diversi movimenti alternati e, in linea teorica, non servirebbe la procedura preventiva di glide path, come negli strumenti Ni-Ti convenzionali. Da numerosi studi ⁸²⁻⁸⁶ quindi emerge come gli strumenti con movimento reciprocante anziché continuo abbiano una resistenza alla fatica ciclica nettamente superiore: poiché infatti la resistenza alla fatica è condizionata dall'apertura e diffusione di crack sulla superficie dello strumento, fenomeno che avviene tendenzialmente quando lo strumento compie un giro completo di 360°, il fatto di compiere circa 3-4 giri reciprocanti prima di eseguire una rotazione completa permette a parità di tempo di ridurre il rischio di propagazione di crack e quindi di frattura, favorito da una ridistribuzione degli stress tensionali che acquisiscono un andamento sinusoidale ^{82,83,84}. Il sistema Reciproc prevede angolo di rotazione di 30° e angolo di svincolo di 150° con velocità di 300 rpm, mentre il sistema WaveOne sfrutta un angolo di rotazione di 50° e uno di svincolo di 170° con velocità pari a 350 rpm ⁸⁷ ed entrambi hanno una resistenza alla fatica ciclica pressoché identica, superiore agli strumenti con rotazione continua ^{88,89,90,91}. Importante sottolineare che questi sono strumenti ideati per il monouso e questo, oltre a diminuire ulteriormente i rischi di frattura per fatica ciclica, permetterebbe di preparare il canale con un solo strumento.

Gli WaveOne(.06,.08) ^{62,63,64} si differenziano in Small, Primary e Large a seconda dei diametri e della conicità del canale radicolare e sono identici ai ProTaper Universal, anche se il giro dell'elica è in senso levogiro.

I Reciproc(.04,.05,.08) ^{64,65,66,67} si differenziano in R25, R40 e R50 a seconda dei diametri e delle conicità del canale radicolare e hanno sezione e passo simile agli Mtwo, anche se levogiro. Come gli altri strumenti Ni-Ti classici hanno una punta non lavorante e rimane un'efficacia di taglio ottimale.

- Ni-Ti Gold(Af:55°C), una lega che si ottiene attraverso trattamento termico della lega Ni-Ti M-Wire, migliorandone ulteriormente flessibilità e la resistenza alla fatica ciclica; è usata per la fabbricazione dei ProTaper Gold ^{68,69}, che sono sostanzialmente identici ai precedenti ProTaper Universal per caratteristiche dimensionali e tecnica di alesaggio, e degli WaveOne Gold(.05,.06.07) ^{66,67,70}, divisi in Small, Primary, Medium e Large a seconda dei diametri e conicità canalari, aventi la stessa sezione dei ProTaper Next.

Con questi strumenti dalle nuove proprietà metallurgiche è possibile eseguire sagomature canalari più performanti e in maggior sicurezza, dove l'approccio Crown-Down è semplificato in procedure che necessitano di pochi strumenti per un completo alesaggio canale. Inoltre ci si concentra sempre più sugli specifici movimenti da imprimere agli strumenti per la sagomatura canale: in un recente studio Gambarini ⁹² evidenzia come ogni strumento rotante Ni-Ti possa

essere usato con due tipi di movimento, ovvero secondo un'azione che simula quella dei Reamer, ovvero progressione passiva dello strumento o con avanzamenti di 1 mm fino alla l.d.l., o secondo un'azione che simula gli Hedstroem, ovvero una svasatura circonferenziale con movimento di brushing senza ingaggiare la punta.

3. L'anatomia endodontica

3.1 : Le variabili anatomiche dell'endodonto

Nel tempo la complessità degli spazi endodontici è stato argomento di un crescente interesse, fin dagli studi di Preiswerk¹ nel 1900 e di Fischer² che nel 1908 notò, contrariamente a quanto si credeva in passato, la presenza di più canali in una radice. L'anno successivo Loose³ studiò l'anatomia della camera pulpare sezionando i denti a diverse altezze, mentre il professor Hess di Zurigo⁴ contribuì alla ricerca analizzando dal 1917 al 1925 più di tremila denti. Altri approfondimenti vennero dagli studi di Riitano e Gullà nel 1990 e da quelli di Green⁵ sull'anatomia dentale. Più recentemente un grosso apporto scientifico alla classificazione del sistema canalare fu fornito da Vertucci⁶ che, dal 1974 ad oggi, ha esteso e implementato la classificazione di Weine⁷, applicandola a ogni elemento dentale. Attualmente l'uso della MicroTC (Micro-Tomographic Computerized Analysis)^{8,9} (Dowke et al., 2002; Biorndal et al., 1999; Peters et al., 2000; Nielsen et al., 1995; Guillame et al., 2006; Bergmans et al., 2001) e l'uso sempre più diffuso della CBTC (TC Cone Beam) ha aperto nuove frontiere nel mondo dell'endodonzia^{10,11}.

Lo studio dell'anatomia canalare è stato sempre più approfondito proprio perchè la conoscenza precisa delle configurazioni anatomiche endodontiche più comuni e delle anomalie più frequenti è indispensabile per poter ridurre gli errori clinici e aumentare quindi le percentuali di successo delle terapie: è infatti impensabile procedere con la sagomatura del sistema canalare senza conoscerne a fondo l'anatomia, poiché questo esporrebbe a inevitabili fallimenti terapeutici, aumentando esponenzialmente anche il rischio di rottura degli strumenti endodontici all'interno dei canali.

Prima di vederla nel dettaglio, va sottolineato che l'anatomia del sistema endodontico è innanzitutto influenzata dal fisiologico processo di sviluppo dentale. Questo è caratterizzato dalla formazione di ortodentina tubulare ad opera degli odontoblasti che si differenzia in *dentina primaria*^{1,12}, sintetizzata nell'embriogenesi e nei primi anni di vita fino alla formazione della radice, e in *dentina secondaria*^{1,12}, deposta fisiologicamente in seguito e soprattutto nelle aree sottoposte a leggeri stimoli irritativi con un differente orientamento dei tubuli; questa con l'età

determina un rimodellamento e una riduzione dello spazio pulpare relativamente grande e dei forami apicali lunghi e beanti; inoltre la dentina secondaria nei denti posteriori viene a deporsi in maniera non uniforme, principalmente in corrispondenza del pavimento, del tetto della camera pulpare e specificatamente a livello dei cornetti pulpari che tendono quindi a ridursi con relativo appiattimento della camera pulpare con l'avanzare dell'età. Un altro tipo di dentina presente è la fibrodentina, una matrice fibrosa di collagene acellulare e calcificata che secondariamente a insulti fisici, chimici o a batterici intensi o ripetuti della polpa dentale è secreta lungo la parete della camera pulpare dai pulpoblasti costituendo la cosiddetta *dentina terziaria*¹² di reazione. Va fatta infine un'ultima distinzione⁶ tra dentina pericanalicolare o peritubulare e dentina intercanalicolare o intertubulare: a differenza di quest'ultima infatti, la dentina peritubulare viene deposta nel corso di tutta la vita del dente e questo determina con l'età un progressivo oblitteramento del diametro del tubulo dentinale (sclerosi dentinale). Ad oggi si pensa essere un tentativo di difesa della polpa⁶ attraverso cui si riduce la permeabilità dentinale dimostrato dal fatto che avviene maggiormente e più velocemente nelle aree sottoposte a particolari sollecitazioni o in zone colpite da lesioni cariose.

E' infatti necessario conoscere come l'età o altri fattori esterni influiscano sull'anatomia endodontica per poter operare un corretto approccio diagnostico-terapeutico in denti che necessitano di un trattamento endodontico.

Anatomia della camera pulpare

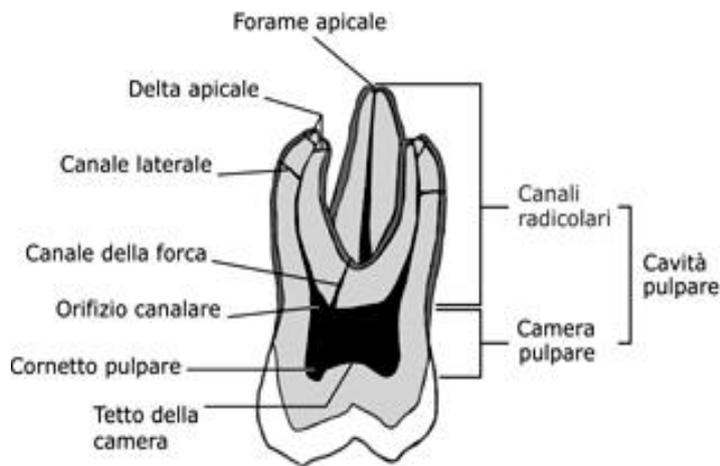


Fig.1: Anatomia della cavità pulpare.

La camera pulpare^{4,5} è una singola cavità che presenta delle proiezioni, ovvero i cornetti pulpari, in direzione delle cuspidi del dente.



Fig.2: Camera pulpare di un molare inferiore, una volta asportata la parete linguale.

L'esame obiettivo e l'esame radiologico, in particolare le radiografie bite-wing che sono indicate elettivamente per valutare l'anatomia della camera pulpare e le radiografie endorali periapicali che invece ci aiutano meglio a comprendere l'anatomia del sistema canalare radicolare, ci permettono di valutare l'inclinazione del dente, l'anatomia e le alterazioni di forma e volume del sistema endodontico ed eventuali processi patologici o restauri che possono influire sul trattamento endodontico.

-Nei molari superiori la forma della camera pulpare risulta trapezoidale nell'80% dei casi, triangolare nel 12% dei casi ed ellittica nell'8% dei casi; nei molari inferiori invece la camera pulpare solitamente risulta trapezoidale^{13,14,15}.

-Nei premolari la forma della camera pulpare risulta spesso ellittica^{3,5}.

-Nei canini e incisivi essa può essere rotonda,triangolo-ovoidale o solo ovoidale⁵.

3.2 Anatomia dei canali radicolari

Esistono varie strutture anatomiche che fanno parte del sistema dei canali radicolari.

Canale principale

Il canale principale^{6,7,8} inizia in corrispondenza dell'orifizio canalare a livello del pavimento della camera pulpare e termina a livello dell'apice radicolare nel forame apicale maggiore. In sezione trasversale il canale presenta solitamente maggior diametro a livello dell'orifizio o a breve distanza da esso, andandosi via via ad affusolare in direzione apicale, mentre in sezione longitudinale si presenta più largo vestibolo-oralmente che mesio-distalmente. Molto spesso i canali principali presentano delle curvature, in particolare su un piano vestibolo-orale, non evidenziabili su una radiografia standard in proiezione bucco-linguale. Le curve canalari possono essere distinte in curvature apicali, graduali ,a falce, brusca o a baionetta^{6,8,26,53}.

Esistono inoltre due tipi particolari di canali radicolari principali:

-Canali "a C" ¹⁶⁻²¹: sono così denominati per la morfologia della sezione trasversale della loro radice e dei loro canali. Invece di avere diversi singoli orifizi, nella camera pulpare del dente a "C" si osserva un orifizio unico nastriforme con un arco di 180° o maggiore, che parte dall'angolo della linea mesio-orale, si estende circolarmente in direzione orale o vestibolare, per terminare in corrispondenza della parete distale.

Sotto il livello dell'orifizio, la struttura del sistema canalare di un molare a "C" può presentare un'ampia gamma di varianti anatomiche. Queste varianti possono essere classificate in due gruppi: quelle con un canale a "C" nastriforme singolo, che si estende dall'orifizio all'apice, meno frequente; quelle che sotto il consueto orifizio a "C" presentano tre o più distinti canali, più comune (Cooke & Cox 1979)¹⁶.

Fan *et al.*(2004)¹⁷ classificarono i canali a "C" in tre tipologie radiologiche:

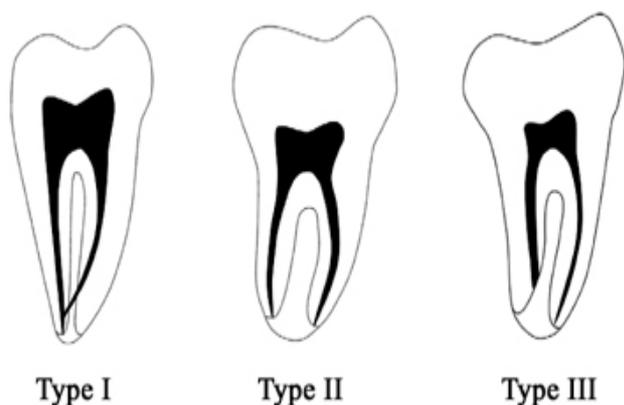


Fig.3 Classificazione delle configurazioni canalari a "C" in base all'immagine radiografica.

(Fan B, Cheung GS, Fan M, Gutmann JL, Fan W. C-shaped canal system in mandibular second molars: Part II- Radiographic features. J Endod 2004;30: 904-8).

Inoltre essi individuaron diverse classi e sottoclassi a seconda del disegno in sezione trasversa, ovvero C1 con canale a forma di C non interrotto da alcuna divisione o separazione, C2 un canale a forma di punto e virgola, C3 due o tre canali separati con un istmo che li collega, C4 con canale ovale o circolare e C5 senza lume canalare.

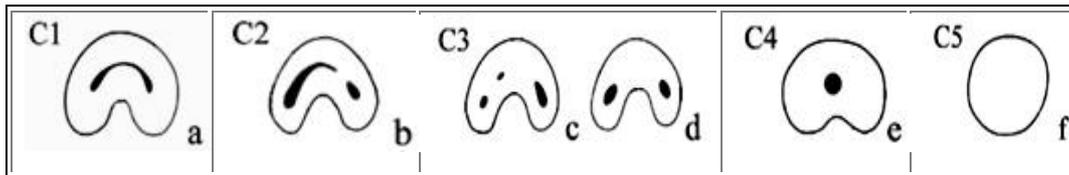


Fig 4. Classificazione delle configurazioni canalari a "C" in base al disegno in sezione trasversa.

(Fan B, Cheung GS, Fan M, Gutmann JL, Fan W. C-shaped canal system in mandibular second molars: Part II-Radiographic features. J Endod 2004;30: 904-8).

Gao *et al.* (2006)¹⁸ invece attraverso la ricostruzione tridimensionale del sistema canalare a "C" definirono tre categorie:

- Tipo I (Tipo fuso): i canali si fondevano in un canale maggiore unico prima dell'uscita al forame apicale e l'area di fusione parziale poteva apparire nel terzo coronale e/o medio.
- Tipo II (Tipo simmetrico): un canale mesiale e un canale distale separati, localizzati rispettivamente nella porzione mesiale e distale della radice; in visione bucco-linguale, era riscontrabile simmetria del canale mesiale e del canale distale rispetto all'asse longitudinale della radice.
- Tipo III (Tipo asimmetrico): erano evidenti canali mesiali e distali separati; in visione bucco-linguale, il canale distale poteva avere un largo istmo a livello dell'area della forcazione, che comunemente rendeva asimmetrici il canale distale e il canale mesiale.

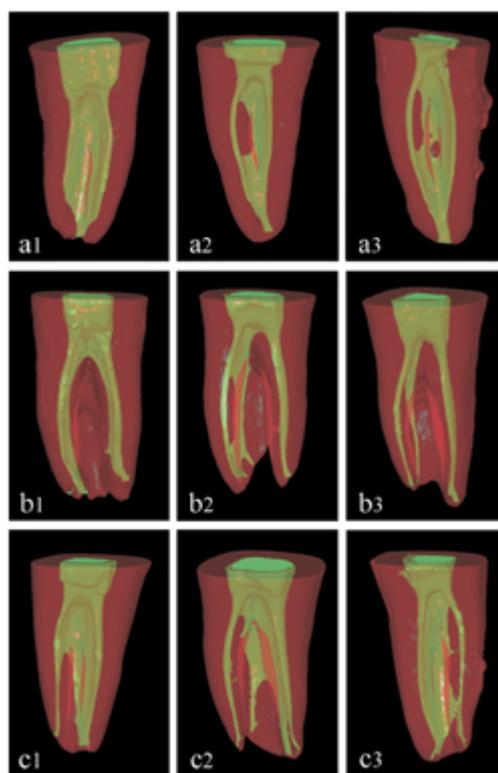


Fig.5: Ricostruzione tridimensionale del sistema canalare a "C". Tipo I (a1-a3), Tipo II (b1-b3), Tipo III (c1-c3).

Fig.5: Ricostruzione tridimensionale del sistema canalare a "C". Tipo I (a1-a3), Tipo II (b1-b3), Tipo III (c1-c3).

La forma “a C” comunque ha una frequenza relativamente bassa(inferiore al 10% dei denti esaminati) ed è stata individuata principalmente nelle popolazioni asiatiche (Yang et al 1988)¹⁹. Dagli studi di Haddad *et al.* (1999)²⁰ e di Seo & Park (2004)²¹ inoltre è presente solo a livello di alcuni elementi dentari, ovvero più frequentemente a carico del secondo molare mandibolare, ma anche nei primi molari superiori e inferiori e nei primi premolari inferiori.

-Canali “ad h”²²: quasi sempre quando una radice contiene due canali che confluiscono, il canale palatino/linguale è in genere quello che presenta accesso rettilineo all'apice, mentre quando un canale si divide in due canali distinti la divisione è molto spesso linguale e buccale e il canale linguale si stacca generalmente ad angolo acuto dal canale principale.



Fig.6: Canale "ad h".
 (Vertucci FJ. Root canal morphology and its relationship to endodontic procedures. Endodontic Topics 2005; 10: 3–29).

Canali laterali ed accessori

Il canale laterale²⁸ è situato nel terzo coronale o medio della radice e solitamente si presenta come ramificazione ad angolo retto del canale principale (American Association of Endodontists 2003), mentre il canale accessorio^{37,38} è qualsiasi diramazione di piccole dimensioni che mette in comunicazione gli ultimi millimetri apicali dei canali principali con la superficie esterna della radice, quindi con lo spazio del legamento parodontale, entrando così a far parte del delta apicale.

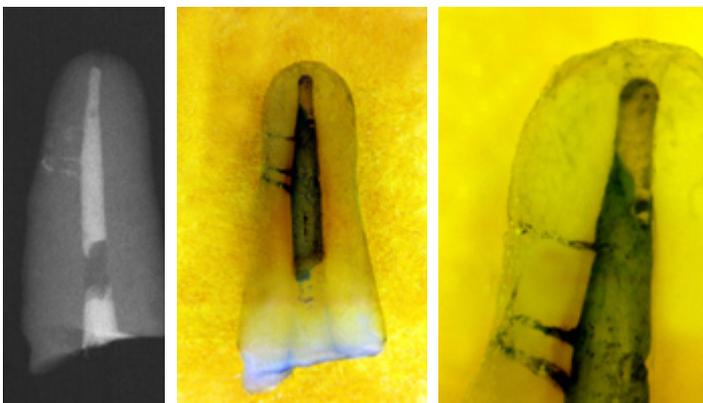


Fig.7: Incisivo centrale superiori con canali laterali.

Questi canali si sviluppano in conseguenza di una interruzione della guaina epiteliale di Hertwig o dall'intrappolamento di vasi parodontali nella guaina epiteliale di Hertwig della radice durante il processo di calcificazione, costituendo quindi dei difetti di apposizione di dentina intorno a un vaso sanguigno (Cutright & Bhaskar 1969)^{23,24}.

I canali laterali si trovano nel 73.5% dei casi nel terzo apicale, nell'11.4% dei casi nel terzo medio e nel 6.3% dei casi nel terzo cervicale della radice (Vertucci 1984)²⁵. Sono piuttosto frequenti e infatti Kasahara *et al.* (1990)²⁶ osservarono che il 60% degli incisivi centrali presentava canali accessori e il 45% mostrava foramina apicali distanti dall'apice anatomico del dente. Kramer

(1960)²⁷ inoltre trovò che il diametro di alcuni canali laterali era spesso più largo rispetto alla costrizione apicale, mentre Venturi *et al.* (2005)²⁸ osservarono che i canali laterali ed accessori avevano prevalentemente forma cilindrica.

Canali della forcazione

Essi sono canali accessori presenti in corrispondenza dell'area della forcazione di denti pluriradicolati^{29,31,32} e derivano dall'intrappolamento di vasi parodontali durante la formazione del diaframma che diventerà il pavimento della camera pulpare^{27,30}. Secondo studi al microscopio elettronico³¹ è emerso che il diametro degli orifizi dei canali della forcazione in molari mandibolari variava da 4 a 720 μ e il loro numero variava da 0 a più di 20 per ogni dente. I denti mandibolari presentavano rispetto ai mascellari una maggiore incidenza (56% vs 48% dei casi) di forami che coinvolgevano sia il pavimento della camera pulpare che la superficie della forcazione.

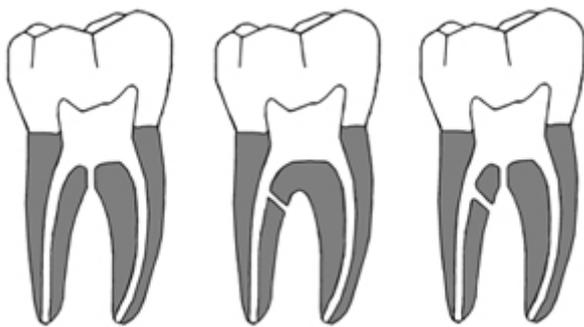


Fig.8: Canali della forcazione: essi possono essere singoli o multipli con una grande variabilità di diametro.

L'esame radiografico tradizionale è poco efficace nell'identificare tali canali, che appaiono invece all'esame stereomicroscopio dopo una colorazione del pavimento camerale con fucsina basica³².

Loop

I loop vengono definiti come "ramificazioni che si distaccano dal canale radicolare principale e che, dopo un breve tragitto, si ricongiungono con esso"³³.

Istmo

Si tratta di una comunicazione trasversale nastriforme tra due canali radicolari contenente polpa o tessuto di derivazione pulpare³⁴.

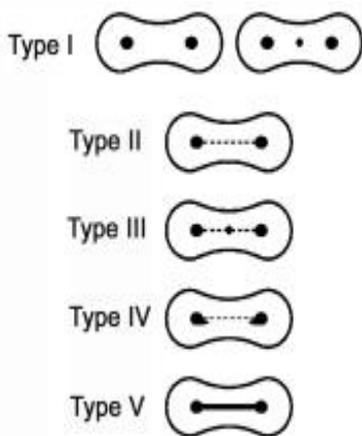


Fig.9: Tipi di istmo

(Vertucci FJ. Root canal morphology and its relationship to endodontic procedures. Endodontic Topics 2005; 10: 3–29).

Hsu & Kim (1997)³⁵ individuarono cinque tipi di istmi che possono essere osservati su una superficie di radice smussata:

Tipo I: due o tre canali con nessuna comunicazione.

Tipo II: due canali con una connessione definita tra di loro.

Tipo III: tre canali con una connessione definita tra di loro.

Tipo IV: i canali si estendono all'area dell'istmo.

Tipo V: vi è una vera connessione o corridoio completo attraverso la sezione.

Questi canali si trovano nel 15% dei denti anteriori, mentre nei settori latero-posteriori sono più frequenti a pochi mm dall'apice radicolare: nello specifico si trovano nel 16% dei premolari mascellari al livello di resezione di 1 mm e nel 52% dei casi a livello di resezione di 6 mm mentre nei premolari mandibolari sono presenti nel 30% dei casi a livello 2 mm³⁵; inoltre sono piuttosto frequenti (45% dei casi a livello 3 mm e 50% a livello 4 mm) nella radice mesio-buccale del primo molare mascellare, nella radice mesiale dei primi molari mandibolari (80% dei casi al livello di resezione di 3-4 mm) e nelle radici distali(15% a 3 mm). Infine la presenza di istmi parziali è stata segnalata da Teixeira *et al.* (2003)³⁶ che osservarono come fossero più frequenti rispetto agli istmi completi.

Regione apicale

Questa struttura anatomica si caratterizza per una notevole variabilità e imprevedibilità. E' formata anatomicamente da quattro punti di riferimento, ovvero la costrizione apicale, la giunzione cemento-dentinale, il forame apicale e l'apice anatomico.

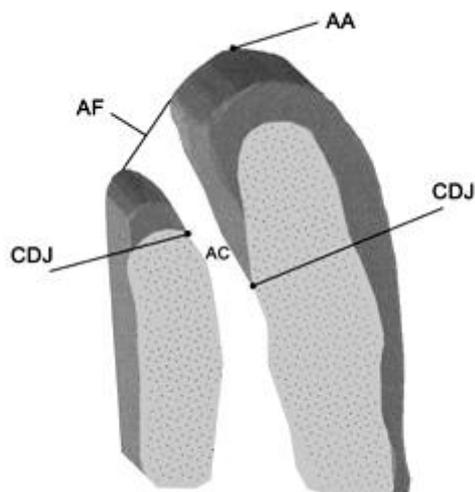


Fig.10: Anatomia della regione apicale:
 AA ,apice anatomico
 AF ,forame apicale
 CDJ , giunzione cemento-dentinale.
 AC ,costrizione apicale

La costrizione apicale(AC) o forame apicale minore^{37,40,42} è la zona dove il diametro del canale radicolare si restringe maggiormente ed è quindi il punto di riferimento apicale per le manovre di sagomatura e otturazione dei canali radicolari. La distanza media tra la costrizione apicale e il forame apicale maggiore è stata riportata essere da 0.5 mm, in una persona giovane, a 0.67 mm, in un individuo di età avanzata³⁸. La maggiore distanza in individui più anziani è dovuta alla progressiva apposizione di cemento nel corso del tempo.

La giunzione cemento-dentinale(CDJ)^{41,42} è il punto dove il cemento, presente su tutta la superficie esterna della radice, termina e incontra la dentina, identificandosi nel punto in cui finiscono i tessuti parodontali e iniziano quelli pulpari.

La sua posizione è molto variabile, solitamente non coincide con la costrizione apicale e all'interno di una stessa popolazione⁴¹, di uno stesso individuo e perfino di uno stesso dente questa può cambiare. Ponce e Vilar Fernandez (2003)⁴² valutarono che l'estensione del cemento dal forame apicale nel canale principale differiva notevolmente sulle diverse pareti del canale: il cemento raggiungeva lo stesso livello su tutte le pareti del canale solo nel 5% dei casi e la più grande estensione si aveva in genere sul lato concavo della curvatura del canale. Il diametro del canale in corrispondenza della giunzione cemento-dentinale era altamente irregolare e fu visto essere nell'arcata mascellare in media 353 µm negli incisivi centrali, 292 µm negli incisivi laterali e 298 µm nei canini.

Smulson *et al.* (1996)⁴³ stimarono che la giunzione cemento-dentinale si trovava a circa 1.0 mm dal forame apicale maggiore.

Apicalmente alla costrizione apicale^{39,49} il canale si allarga con forme variamente descritte a imbuto, a iperbole e a sole nascente per andare a formare il forame apicale maggiore o semplicemente forame apicale, una circonferenza a bordo arrotondato dove il canale radicolare si apre sulla superficie esterna della radice. Kuttler (1955)³⁷ determinò che il diametro del forame apicale, in individui di età compresa fra 18 e 25 anni, era 502 μm e, in quelli di età superiore ai 55 anni, era 681 μm , dimostrando il suo aumento con l'età. Morfis et al nel 1994⁴⁴ invece osservarono che i valori medi delle dimensioni del forame apicale variavano da 210 μm per i premolari mascellari a 392 μm per le radici distali dei molari mandibolari. Il forame apicale normalmente non coincide con l'apice anatomico, ma è in posizione eccentrica a 0,5-3.0 mm di distanza da esso³⁹. Questa variazione è più marcata nei denti di soggetti anziani, ancora una volta per l'apposizione di cemento nel corso degli anni. Infatti diversi studi hanno dimostrato che il forame apicale coincide con il vertice apicale solo nel 17-46% di casi (Burch & Hulen 1972⁴⁵; Pineda & Kuttler 1972⁴⁶; Green 1973⁴⁷; Von der Lehr & Marsh 1973⁴⁸; Vertucci 1984⁶). Tuttavia la situazione è più complessa: infatti Morfis *et al.* (1994)⁴⁴, che studiarono gli apici di 213 denti permanenti con l'uso di un microscopio elettronico a scansione, notarono che in tutti i denti era presente più di un forame apicale, fatta eccezione per la radice palatale dei molari mascellari e la radice distale di molari mandibolari. Le radici mesiali dei molari mandibolari (50%), i premolari mascellari (48.3%) e le radici mesiali dei molari mascellari (41.7%) mostrarono la più alta percentuale di foramina apicali multipli.

Contrariamente emerse anche che il 24% dei premolari mascellari e il 26% degli incisivi mascellari non mostrò alcun forame apicale principale.

Ad ogni modo tutti i gruppi di denti avevano almeno un forame accessorio: i premolari mascellari presentarono il maggior numero e la maggior dimensione di forami accessori (valore medio 53.4 μm) e la morfologia apicale più complessa, seguiti dai premolari mandibolari e dai molari, in particolare nei canali mesio-buccali mascellari (33% dei casi) e mesiali mandibolari (26% dei casi). Infine va detto che molto spesso, nella zona del terzo apicale, possiamo non notare una classica configurazione del forame apicale, in cui il singolo canale si apre all'esterno, ma può essere presente un delta apicale^{44,45}, definito da Vertucci come “una complessa ramificazione del canale radicolare al momento dell'apertura all'esterno a livello dell'apice anatomico, in cui il canale principale non è distinguibile”⁶.



Fig.11: Delta apicale di un incisivo

L'apice anatomico^{38,44} costituisce infine il vertice geometrico della radice, ovvero il punto più apicale visibile radiograficamente del dente, e di norma non coincide con il forame apicale.

Mizutani *et al.* (1992)⁴⁹ prepararono sezioni trasverse seriate di 90 denti anteriori mascellari e rilevarono che l'apice anatomico e il forame apicale maggiore coincidevano solo nel 16.7% degli incisivi centrali e canini, e nel 6.7% degli incisivi laterali. Sia l'apice radicolare che il forame apicale degli incisivi centrali e canini erano in sede eccentrica, spostati in direzione disto-labiale, mentre quelli degli incisivi laterali erano spostati in direzione disto-linguale.

Interessante è, tra i tanti, lo studio di Wu *et al.* (Wu *et al.* 2000)⁵⁰ che dimostrarono che i canali radicolari sono spesso fortemente ovali o a forma di nastro nei 5 mm apicali, con la conseguenza che gli strumenti rotanti Ni-Ti non consentono una preparazione controllata ed ottimale delle estensioni linguale e buccale dei canali ovali.

Da tutti questi dati emerge quindi la notevole complessità e mutevolezza dell'anatomia dei canali radicolari, in particolare in corrispondenza degli ultimi millimetri apicali, proprio dove si necessita un sigillo ermetico e completo tridimensionalmente per avere risultati apprezzabili.

Classificazione dei canali radicolari

Vogliamo infine citare le classificazioni dei canali radicolari maggiormente di rilievo messe a punto fino ad oggi dai clinici:

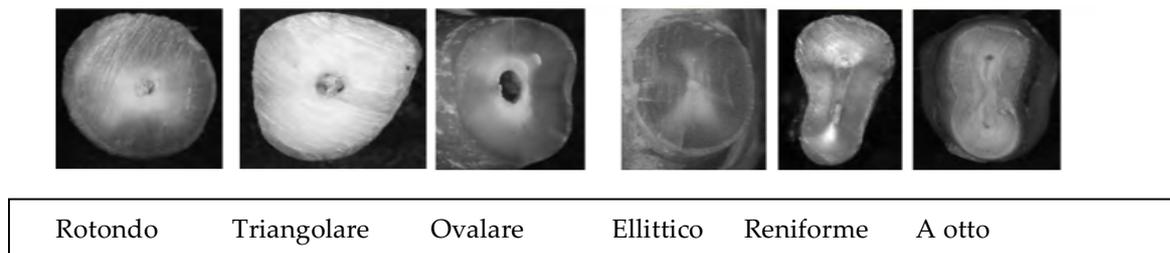
1. Classificazione di Schneider⁵¹ : suddivide le radici in tre gruppi a seconda del grado di curvatura misurato ovvero radici dritte(angolo minore o uguale a 5°), con curvatura moderata(angolo tra 10° e 20°) e con curvatura severa (angolo tra 25° e 70°).

Fig.12: Grado di curvatura della radice(Schneider,1971).



1. Classificazione di Lautrou (1982)⁵²: suddivide i canali radicolari sulla base della forma alla sezione trasversale della radice. Essenzialmente si distinguevano due tipologie di canali radicolari:
 - tubulare comprendente poi tre sottotipi (rotondo, triangolare, ovalare).
 - laminare anch'esso comprendente tre sottotipi (ellittico, reniforme, a otto).

Fig.13:Classificazione di Lautrou,1982.



2. Classificazione di Weine e coll.⁷: fu la prima classificazione del sistema canalare non in base alla sezione del canale radicolare ma sulla base del suo sviluppo tridimensionale all'interno della radice (spazio endodontico), e si concentrava sulla radice mesiale del primo molare superiore. In seguito Vertucci⁶ nel 1974 ampliò la classificazione troppo semplificata di Weine fino a otto tipologie di anatomie canalari:
 - Tipo I: canale singolo dalla camera pulpare all'apice.
 - Tipo II: due canali che lasciano la camera pulpare e che si fondono per formare un singolo canale a variabile distanza dall'apice.
 - Tipo III: un canale singolo che lascia la camera pulpare, si divide in due canali separati all'interno della radice che nuovamente si riuniscono in un solo canale che emerge all'apice.
 - Tipo IV: due canali separati dalla camera pulpare all'apice
 - Tipo V: un canale singolo che lascia la camera pulpare, si divide in due canali separati che emergono all'apice con foramina separati.
 - Tipo VI: due canali separati che lasciano la camera pulpare, si fondono all'interno della radice, e di nuovo si dividono in due canali separati che emergono all'apice con foramina separati
 - Tipo VII: un canale singolo che lascia la camera pulpare, subisce una divisione in due canali che si riuniscono all'interno della radice, per poi dar luogo a una divisione ulteriore in vicinanza

dell'apice.

Tipo VIII: Tre canali separati e distinti che si estendono dalla camera pulpare all'apice.

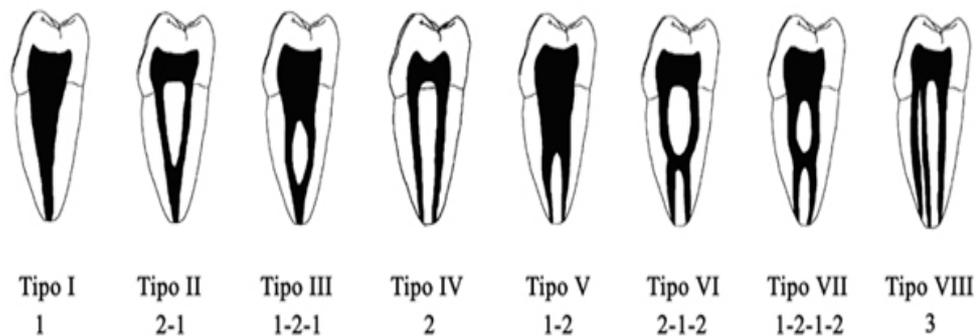


Fig.14: Classificazione di Vertucci

3.3 Fattori anatomici e Frattura degli strumenti ni-ti

Alla luce di quanto esposto come possiamo quindi sintetizzare quelli che sono i fattori anatomici⁵⁶ che senza dubbio influenzano il rischio di accumulo di stress da parte degli strumenti endodontici e quindi il rischio di frattura degli stessi?

Schematicamente risultano essere:

1. Raggio di curvatura: definito come la lunghezza del raggio di un cerchio immaginario descritto parzialmente dalla radice curva interessata, tanto maggiore sarà il raggio di curvatura tanto minori saranno gli stress accumulati dallo strumento.
2. Angolo di curvatura: definito come l'angolo formato dalle due tangenti all'asse maggiore della radice, rispettivamente prima e dopo la curva, è il criterio su cui si basa, come visto, la classificazione di Schneider⁵¹ e risulta che tanto maggiore sarà l'angolo di curvatura tanto più questa sarà brusca e comporterà una maggiore quantità di stress sullo strumento.

Un caso particolare associato ai primi due parametri è la confluenza canalare: nel momento in cui due canali confluiscono, fenomeno evidenziato nella classificazione di Weine e coll.⁷ e di Vertucci⁶ e frequente nelle radici mesiali di molari superiori e inferiori e nelle radici ovali, se andiamo a strumentare il canale che converge, come spesso accade, con un angolo di circa 90° nel canale adiacente rischiamo di causare una frattura dello strumento endodontico.

3. Diametro del canale: tanto più il lume canalare è stretto, come in caso di calcificazioni e restringimenti, tanto maggiori saranno le sollecitazioni meccaniche dello strumento per progredire e alesare il canale.

4. Lunghezza del canale dopo la curvatura: tanto più la curva sarà coronale tanto maggiori saranno gli stress flessurali, e quindi il rischio di frattura, accumulati dallo strumento perché una maggior porzione di esso lavorerà con notevoli sollecitazioni di trazione e compressione apicalmente alla curva.
5. Presenza di doppie curvature: qualora siano presenti doppie curvature, le probabilità di frattura dello strumento tra la prima e la seconda curva aumentano esponenzialmente⁵⁷. Questo tipo di geometria radicolare, definita “forma a S”, secondo studi radiografici è molto frequente in praticamente tutti i denti⁵⁸ e confrontando la resistenza alla fatica ciclica degli strumenti testati in canali con quella che si ha in curvature semplici o singole emerge come questa sia senza dubbio maggiore rispetto a quelle con “forma a S” indipendentemente dal design o dalla lega dello strumento^{59,60}. In particolare è emerso che lo strumento si frattura più frequentemente nella seconda curvatura apicale, spesso associata a un raggio della curva minore e quindi più brusco⁵⁹⁻⁶¹.
6. Inclinazione dello strumento: se lo strumento non viene introdotto nel canale radicolare in modo rettilineo, come nel caso di denti particolarmente mal posizionati o di limitata apertura della bocca da parte del paziente, esso subirà ulteriori sollecitazioni meccaniche dovute alla formazione di una curvatura aggiuntiva formatasi a seguito della sua introduzione nel canale radicolare.

4. Studio Sperimentale

4.1 Materiali e metodi

Nel presente studio sono state utilizzati 40 strumenti rotanti in Nichel-titanio termicamente trattati S-One blue (Fanta-dental, Shangai, China). Ogni gruppo è formato da 30 strumenti nuovi e imballati. I files scelti sono caratterizzati da un diametro di punta di #20 e una conicità fissa lungo tutta la parte lavorante di 0.06. Tutti i files, prima di essere sottoposti al test, sono stati osservati allo stereomicroscopio ottico ad un ingrandimento 20x per rilevare eventuali segni di deformità o difetti. Nessun file è stato scartato per queste ragioni.

Canali artificiali

Per il presente studio sono stati utilizzati due device:

- 1) Device bidimensionale precedentemente validato in studi già pubblicati, formato da una piastra in acciaio inossidabile su cui sono stati scavati dei canali. Il canale utilizzato riproduce l'anatomia di una doppia curvatura con angoli, rispettivamente, di 30° e 60° e raggi di 3 mm e 2 mm. Per



Figura 1. Device bidimensionale

evitare il movimento libero dello strumento all'interno del canale, il device è stato realizzato su misura per gli strumenti utilizzati nel presente studio (figura 1).

2) Il secondo device è un innovativo simulatore di canali endodontici in 3 dimensioni, realizzato con lo scopo di simulare la doppia curvatura presente nella radice mesiale dei primi molari inferiori. Difatti il dispositivo, realizzato in acciaio inossidabile, presenta due canali, entrambi con una doppia curvatura, confluenti nell'apice artificiale (figura 2).

Test di Resistenza alla Fatica Ciclica

Sono stati utilizzati venti files per ognuno dei due gruppi. I test sono stati realizzati utilizzando i due device sopradescritti, realizzati su misura per questi strumenti. Questi dispositivi consentono una simulazione riproducibile di uno strumento lasciato lavorare all'interno di un canale con una doppia curvatura. Oltre al supporto per i canali artificiali, il macchinario è composto di un altro componente fondamentale: un device mobile con un connettore che mantiene il manipolo. Il supporto mobile assicura un preciso e ripetibile inserimento dello strumento all'interno del canale, evitando errori dovuti ad inserzioni con lunghezze di lavoro differenti. Ogni file è stato inserito per 16 mm e ruotato a 300 rpm con un torque di 2.5 Ncm fino ad un segno visibile od udibile di frattura. Per ogni strumento è stato registrato il tempo di rotazione con un cronometro preciso al 1/100 di secondo, il cronometro veniva stoppato al primo segno sopradescritto di frattura e registrato su un foglio di calcolo. Tutti i frammenti sono stati raccolti e misurati con un calibro digitale (118,119,120).

Scanning Electron Microscopy

Dopo i test di fatica ciclica, i files rotanti fratturati sono stati sottoposti all'analisi del Microscopio a Scansione di Elettroni (SEM)

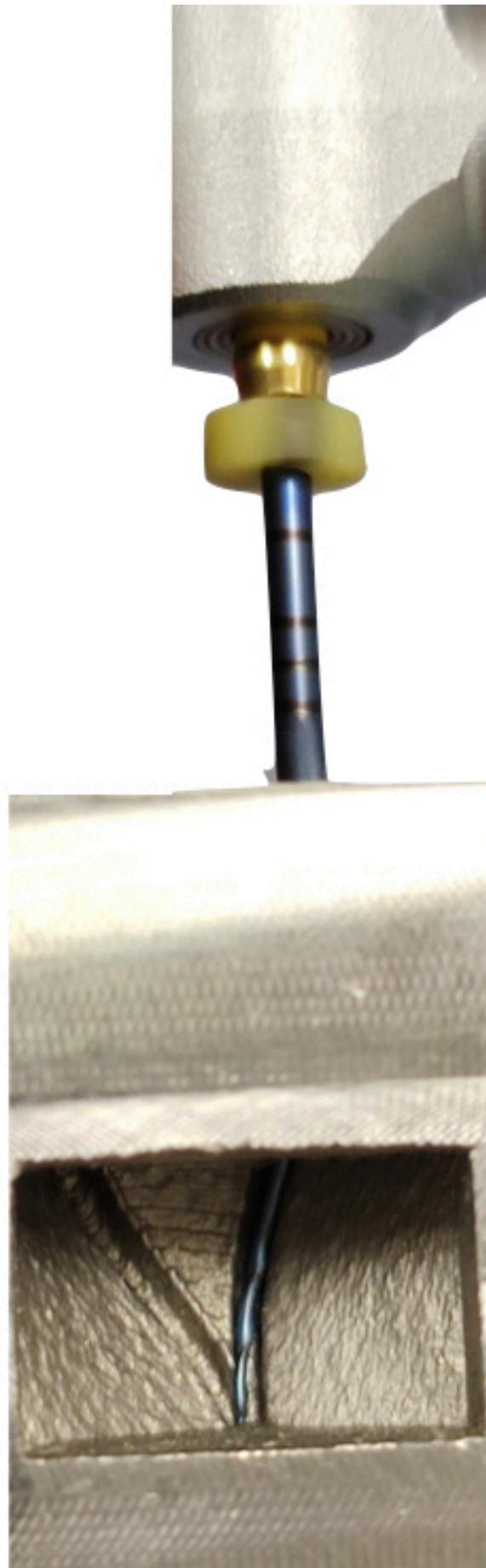


Figura 2. Device tridimensionale

(Hitachi High-Technologies Corporation, Tokyo, Japan). Prima dell'osservazione al microscopio, sono stati puliti in alcol assoluto, attivato con gli ultrasuoni, per 3 minuti per rimuovere i detriti. Dopodiché, i files sono stati asciugati a temperatura ambiente e montati su un stub metallico col nastro bi-adesivo. Il campione così montato è stato inserito nel SEM. Infine, tutti i frammenti fratturati così preparati sono stati osservati al SEM stesso per valutare le caratteristiche topografiche e frattografiche della superficie (figura 3 e 4).

Analisi statistica

La media e la deviazione standard sia del tempo alla frattura che della lunghezza del frammento sono stati calcolati, e i dati analizzati con il test t di student per il tempo alla frattura e la lunghezza dei frammenti. Il livello di significatività è stato messo al 95% per entrambi i test.

4.2 Risultati

La Tabella 1 mostra i dati dei risultati dello strumento lasciato ruotare all'interno dei due canali per misurare la fatica ciclica (valori medi e Deviazione Standard). Nel test di fatica ciclica, il canale in 3D risulta essere molto più stressante del canale in 2D, come risulta evidente dalla significativa differenza nei tempi alla frattura ($P < .05$). La lunghezza media dei frammenti fratturati non presentava differenze statisticamente significative ($P > .05$).

Tabella 1. Tempo alla frattura (TtF) e Lunghezza del frammento medio (FL) nella doppia curvatura in 3D e in 2D

	3D Double curvatures		2D Double curvatures	
	TtF (secondi)	FL (millimetri)	TtF (secondi)	FL (millimetri)
1	53	4	482	5
2	39	5	448	5
3	110	4,5	510	4,75
4	148	4,7	512	5,33
5	57	5,5	475	5,2
6	40,2	4,6	430	6
7	48,07	4,8	410	4
8	66	6	490	4,8
9	108	5	332	4,4
10	51	5	460	5,3
11	92	5	360	4,8
12	57	5	507	5,1
13	122	5	530	5,1
14	62	5,2	448	4,9
15	96	5,1	442	5
16	133	5,3	700	5,2
17	54	4,8	632	5
18	99	4,7	480	4,6
19	89	5	500	4,5
20	61	5	430	4,8
MEDIA	79,2635	4,96	478,9	4,939
DEV ST	32,5913422916029	0,399209745688443	81,8399593558576	0,409555599978421

4.3 Discussioni

Nel presente studio è stato condotto un test di fatica ciclica secondo un metodo definito “statico”, quindi senza movimenti di progressione e regressione dello strumento all’interno del canale artificiale. È stato scelto un test statico per due ragioni principali:

- 1) È un test più predicibile ed affidabile perchè i test dinamici risentono dell’ampiezza dei movimenti che possono alterare singificativamente i risultati.
- 2) È un test più stressante. Difatti tutti gli studi già pubblicati ad oggi dimostrano come i test di tipo dinamico forniscano una misurazione più elevate della resistenza alla fatica flessurale se confrontati con gli stessi canali affrontati con un test statico¹.

L’analisi frattografica rende ragione dell’origine e della direzione del crack che ha porta al fallimento del materiale e del meccanismo coinvolto e causante il processo di frattura stesso^{2,3}. La fatica ciclica è caratterizzata dalla presenza di tipiche striature di fatica (figura 3,4). Nel presente

studio, la valutazione al SEM dei file utilizzati ha mostrato le caratteristiche frattografiche tipiche della frattura per fatica flessurale⁴.

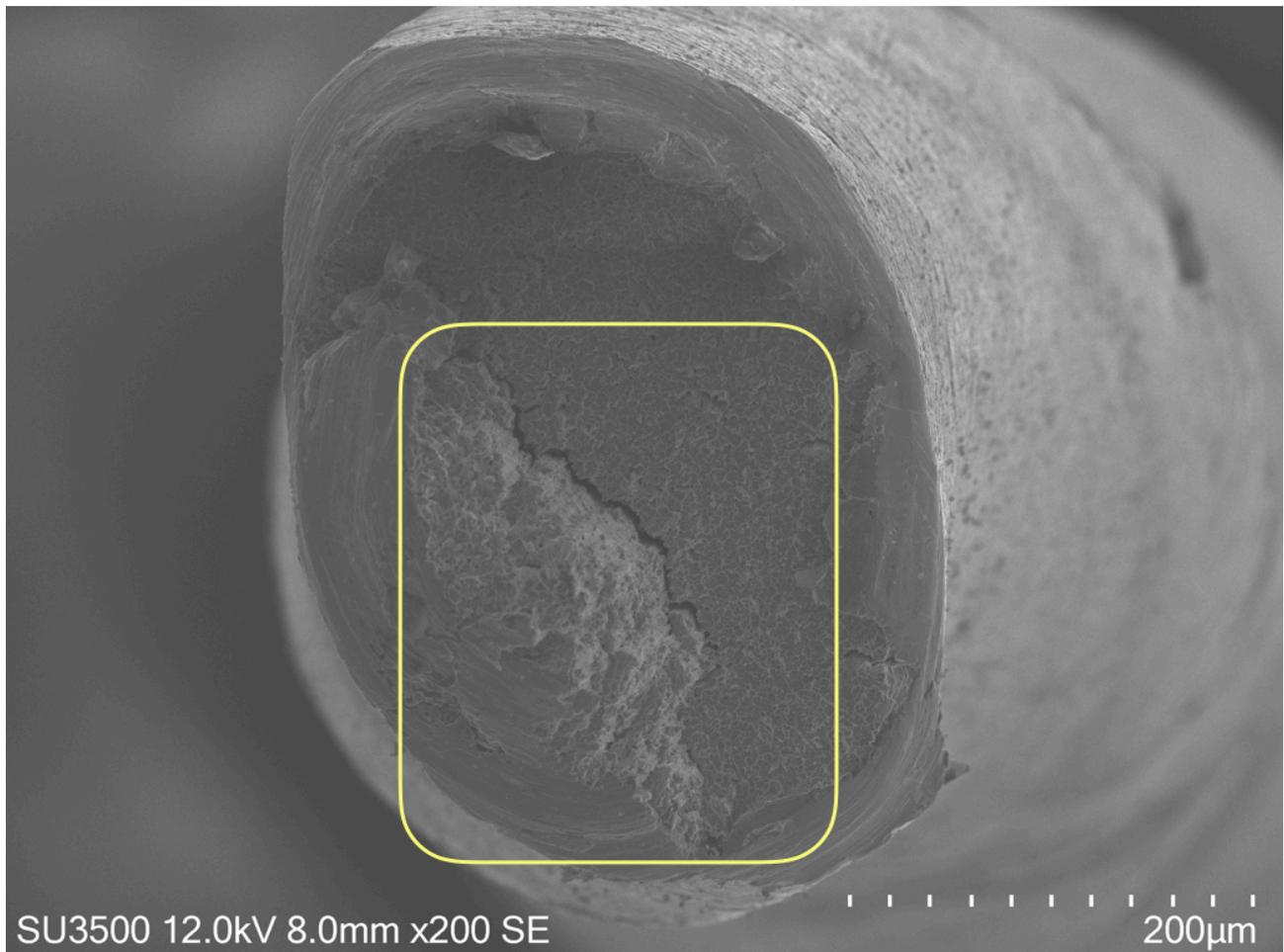


Figura 3. Foto al SEM x200 con le tipiche striature di fatica

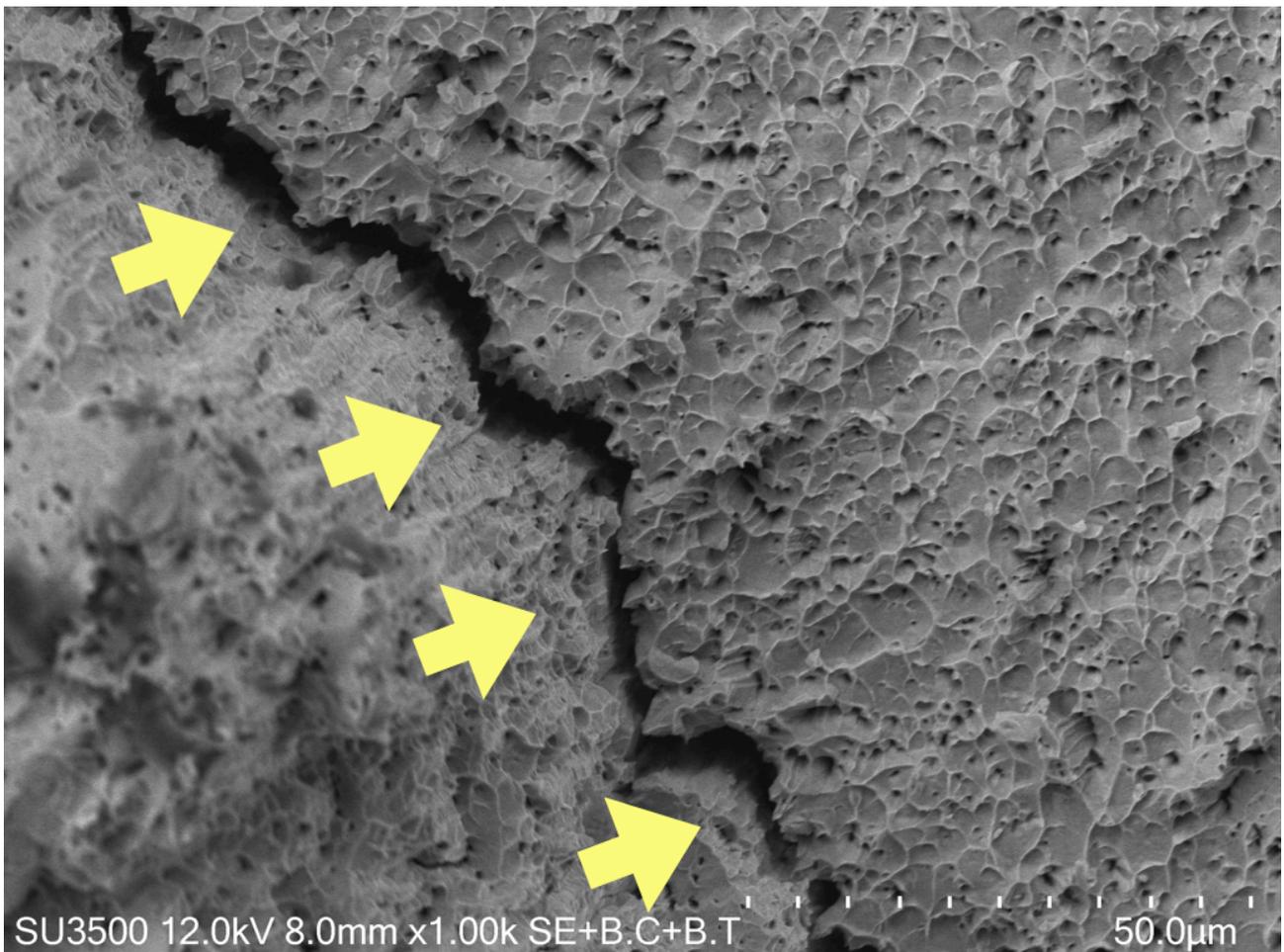


Figura 3. Foto al SEM x1000 sul pattern frattografico

Sebbene molti fattori possano influenzare la fatica ciclica dei files, le variabili anatomiche sono quelle maggiormente rilevanti e sulle quali le case produttrici possono agire in misura minore. Le doppie curvature rappresentano, anche per il clinico più esperto, una sfida clinica di difficile risoluzione. In letteratura, al momento del presente studio, non ci sono articoli pubblicati sulla fatica ciclica in canali bidimensionali e tridimensionali. Quindi, il presente studio confronta l'influenza sulla fatica ciclica dell'anatomia endodontica⁵⁻⁸.

Numerose variabili possono influenzare i risultati dei test di fatica ciclica dei file rotanti in NiTi. Alcune di queste variabili sono legate alle proprietà metallurgiche dello strumento, come la cross-section, le dimensioni, il trattamento termico della lega, oltre al movimento utilizzato, oltre ancora alle dimensioni del canale rispetto allo strumento utilizzato⁹. Tuttavia queste variabili, nel presente studio, sono state superate utilizzando lo stesso strumento per valutare entrambe le tipologie di curvature. Inoltre, ulteriori limitazioni sono dettate dalla differenza tra i canali artificiali e la dentina e l'impossibilità di valutare l'influenza delle forze torsionali^{10,11}. Queste limitazioni, non possono

essere superate con la corrente metodologia, pertanto i risultati del presente studio vanno esaminati attentamente prima di valutare l'importanza clinica dei test di fatica ciclica. Nonostante le limitazioni, i test di fatica ciclica sono considerati il gold standard nella valutazione della resistenza agli stress flessurali degli strumenti rotanti in Nichel-Titanio^{12,13}.

Numerosi studi pubblicati hanno valutato l'influenza della doppia curvatura sulla resistenza alla fatica ciclica^{14,15}, tuttavia non ci sono studi sulle differenze tra doppie curvature bidimensionali e tridimensionali. I risultati del presente studio mostrano l'influenza delle curvature nei tre piani dello spazio, difatti questa risulta essere molto più stressante per gli strumenti in NiTi. Tali risultati, nonostante i limiti sopraindicati, sottolineano come le doppie curvature, anche non accentuate, siano ancora una sfida complicata per i clinici e necessitino di un approccio volto ad affrontare prima una curvatura e, solo successivamente, impegnare lo strumento nell'alesaggio della seconda curvatura.

Bibliografia

Introduzione

1. Cheung GSP. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endod Topics* 2009;16:1–26.
2. Gambarini G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low- and high-torque endodontic motors. *J Endod* 2001;27:772–4
3. Gambarini G, Miccoli G, Seracchiani M, et al. Fatigue Resistance of New and Used Nickel-Titanium Rotary Instruments: a Comparative Study. *Clin Ter.* 2018 May-Jun;169(3)
4. Park SY, Cheung GS, YumJ, et al. Dynamic torsional resistance of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2010;36:1200–4.
5. ANSI/ADA specification no. 28–2008. Root canal files and reamers, type K. Chicago: American Dental Association; 2008.
6. Plotino G, Grande NM, Testarelli L, et al. Cyclic Fatigue of Reciproc and Reciproc Blue Nickel-titanium Reciprocating Files at Different Environmental Temperatures. *J Endod.* 2018 Oct;44(10):1549-1552
7. Silva EJNL, Giraldez JFN, de Lima CO, et al. Influence of heat treatment on torsional resistance and surface roughness of nickel-titanium instruments. *Int Endod J.* 2019 May 27.
8. Di Nardo D, Galli M, Morese A, et al. A comparative study of mechanical resistance of two reciprocating files. *J Clin Exp Dent.* 2019 Mar 1;11(3).
9. Higuera, O., Plotino, G., Tocci, L. et al. Cyclic fatigue resistance of 3 different nickel-titanium reciprocating instruments in artificial canals. *J Endod* 2015 41(6): 913-915.
10. Plotino, G., Giansiracusa Rubini, A., Grande, N.M. et al. Cutting efficiency of reciproc and waveone reciprocating instruments. *J Endod* 2014 40(8): 1228-1230.
11. Al Raesi D, Kwak SW, Ha JH, et al. Mechanical Properties of Glide Path Preparation Instruments with Different Pitch Lengths. *J Endod.* 2018 May;44(5):864-868.
12. Grande NM, Plotino G, Pecci R, et al. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *Int Endod J.* 2006 Oct;39(10):755-63.

Capitolo 1

1. Curson, I.: History and Endodontics. Dent. Pract. 12(12):435, 1965.
2. Tagger, M.: Endodontics: a review of the past and its present status. Alpha Omega 107, 1967
3. Francke, o.c. _ William Hunter's "Oral Sepsis" and American odontolog, Bull Hist. Dent 21(2):73, 1973
4. Grossman, L.I.: A personal history of dental practice: 1920-1980. J. Am. Dent. Assoc. 102:360, 1981
5. Somma F. Endodonzia-Principi base, procedure operative e tecniche. 2006; Milano, Ed. Masson
6. Bonaccorso A. Il nichel-titanio in Endodonzia. Bologna: Edizioni Martina; 2006.
7. Caratteristiche fisico-meccaniche del Nitinol e risvolti clinici, A. Laino, A. Michelotti, D. Giunta, S. Padano
8. Walia H., Brantley WA., Grtstein H. An initial of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. J Endod 1988; 14:346-57
9. Bueheler, W.J., Wiley, R.C.: The properties of Ni-Ti and associated phases. Us Naval Ordinance Lab Tech Report 61-65, 1961
10. Bueheler, WH, Gilfrich, JV, Wiley, RC: (1963) Effect of low temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition NiTi. Journal of Applied Physics 34, 1475-7
11. Walia, H, Branteley, WA, Gerstein, H.: An initial investigation of bending and torsional properties of nitinol root canal files. J Endodon 1988; 14: 346-51
12. Camps, JJ, Pertot, WJ: (1995) Torsional and stiffness properties of Nichel-titanium K-FILES. International Endodontic Journal 28, 239-43
13. Thompson, SA.: An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. International Endodontic Journal 2000; 33:297-310
14. Otsuka, K, Shimuzi, K. Pseudoelasticity and shape memory effects in alloy. Int Met Rev 1986; 31: 93-114
15. Wang, FE, Pickart, SJ, Alperia, Ha: (1972) Mechanism of the NiTi martensitic transformation and the crystal structures of NiTi II and NiTi III-phase. Journal of Applied Physics 43, 97 -112
16. Wayman, CM.: Shape memory alloys. Material Res Soc Bull 1993; 18: 49-56
17. Roane J.S., Sabala C.L., Duncanson M.G. The "balanced force" concept for instrumentation of curved canals. J Endod 1985; 11:203

18. Peters OA, Peters CI, Schonenberger K, Barbakow F. Protaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. *International Endodontic Journal* 2003;36:86-92
19. Carmignani E, Cantatore G, Greco K. A comparative study between manual and mechanic preflaring techniques. 15th Biennial Congress of the European Society of Endodontics. Rome 2011
20. Stoeckel D, YU W. Superelastic Ni-Ti Wire. *Wire J Int* 1991;March:45-50.
21. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JEA, et al. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod* 2000;26:161–5
22. Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2005;31:183–6
23. Marti'n B, Zelada G, Varela P, et al. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* 2003;36:262–6
24. Kaval ME, Capar ID, Ertas H. Evaluation of the Cyclic Fatigue and Torsional Resistance of Novel Nickel-Titanium Rotary Files with Various Alloy Properties. *J Endod*. 2016 Dec;42(12):1840-1843
25. Asthana G, Kapadwala MI, Parmar GJ. Stereomicroscopic evaluation of defects caused by torsional fatigue in used hand and rotary nickel-titanium instruments. *J Conserv Dent*. 2016 Mar-Apr;19(2):120-4
26. Shen, Riyahi AM, Campbell L, Zhou H, Du T, Wang Z, Qian W, Haapasalo M. Effect of a combination of torsional and cyclic fatigue preloading on the fracture behavior of K3 and K3XF instruments. *J Endod*. 2015 Apr;41(4):526-30
27. McGuigan MB¹, Louca C, Duncan HF. Endodontic instrument fracture: causes and prevention. *Br Dent J*. 2013 Apr;214(7):341-8.
28. McGuigan MB¹, Louca C, Duncan HF. Endodontic instrument fracture: causes and prevention. *Br Dent J*. 2013 Apr;214(7):341-8.
29. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod* 2004;30:559–65.
30. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel titanium Endod
31. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1997;23:77–85.

32. Haikel Y, Serfaty R, Bateman G, et al. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel titanium endodontic instruments. *J Endod* 1999;25:434–40. ontic instruments after clinical use. *J Endod* 2004;30:722–5.
33. Schirrmeister JF, Strohl C, Altenburger MJ, Wrbas KT, Hellwig E. Shaping ability and safety of five different rotary nickel-titanium instruments compared with stainless steel hand instrumentation in simulated curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006;101:807-13.
34. International Standard Organization: ISO 3630-1. Dental root canal instruments. Part 1: files, reamers, barbed broaches, rasps, paste carriers, explorers and cotton broaches. Genova: iso; 1992.
35. Xu X, Eng M, Zheng Y, Eng D. Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections. *J Endod* 2006;32:372-5.
36. Grande NM, Plotino G, Pecci R, et al. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *Int Endod J* 2006;39:755–63.
37. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, Testarelli L. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod* 2008;34:1003-5.
38. Wolcott S, Wolcott J, Ishley D, Kennedy W, Johnson S, Minnich S, Meyers J. Separation incidence of protaper rotary instruments: a large cohort clinical evaluation. *J Endod* 2006;32:1139-41.

Capitolo 2

1. Cantatore, G.: Preparazione canalare con strumenti meccanici Ni-Ti. *Dental Cadmos (Dossier)*. 2:11-43, 1996
2. Cantatore, G.: Evolution des techniques d instrumentation canalaire. *European Dental Magazine Le Monde Dentaire*. 87:11-25, 1998.
3. Krell, K. V.: Endodontic Instruments. In: Walton R. E., Torabinejad M.: Principles and practice in Endodontics. W. B. Saunders Company, Philadelphia. 1989, p. 149.
4. Miserendino, L. J et al.: Cutting Efficiency of endodontic instruments. A quantitative comparison of the tip and fluted region. *J Endod* 11:435, 1985.

5. Schafer,E.:Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel jand K-Flexofile.Part 1.Shaping ability in simulated curved canals.Int End J,in press.
6. Glosson Cr.,Haller Rh.,Dove Sb. And Del Rio Ce.:A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand,Ni-Ti engine-driven and K-Flex endodontic instruments.J Endo 21:146-51,1995.
7. Roane J.B.,Sabala C.L.,Duncanson M.G.:The “Balanced Force” concept fors instrumentation of curved canals.J Endo 11:203,1985.
8. Glickman G.N.,Dumsha T.C.:Problems in canal cleaning and shaping.Problem solving in endodontics.Year Book Medical Publisher Inc.Chicago.1988,p.43.
9. Newman J.C.,Brantely W.A.,Gerstein H.:A study of the cutting efficiency of seven brands of endodontic files in linear motion.J Endod 9:136,1983.
10. Johnson,W.B.:New technology in endodontics.Lecture during the Third World Conference on Endodontics I.F.E.A.,Rome,1995.
11. Senia Es.:Lightspeed:more tha just another instrument.Endodontic Practice 1:17-24,1998.
12. Senia Es,Wildey W.L.: “The Lightspeed instructional guide” Lightspeed technology Inc.,San Antonio,Texas,May 2000.
13. Buchanan Ls.:The predefined endodontic preparation:instrument and technique updates fot the greater taper system.Dent Today.2001 Jan;20(1):56-60,62-5.
14. Buchanan Ls.:Innovations in endodontic instruments and techniques:how they simplify treatment.Dent Today 21(12):52-61,2002.
15. Green D.D.:The Hero 642 System:A GDP s experiences.Endodontic Practice,11:36-38,1999.
16. Schafer E.:Shaping ability of Hero 642 rotary nickel-titanium instruments and stainless steel hand K-Flexofiles in simulated curved canals.Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endod 8:215-220,August 2001.
17. Vulcain J.M.,Calas P.: “The three wave concept of Hero 642”.Endodontic Practice 2:20-31,1999.
18. Bal S.,Bourbon-Kerisit S.: “Du Hero 642 au HERO Shaper.” Le Monde Dentaire European Dental Magazine. 119:13-25,2003.
19. Calas P.:Preparation canalaire en rotation continue:le concept du “pas adapte”. Information Dentaire-N°25:1753-1761,2003.
20. Calas P.:Etude d un novel instrument de preparation canalaire en Nickel-Titane:L Endoflare.Information Dentaire 6:331-338,2003.

21. Blum jy.,Machtou P.,Ruddle C.,Micallef,J.P.:Analysis of mechanical preparations in extracted teeth using ProTaper instruments:value of the safety quotient.J Endod 29(9):567-75,2003.
22. Ruddle,Cj.:The ProTaper endodontic system:geometries,features and guidelines for use.Dent Today 20(19):60-7,Oct 2001.
23. Barnett F.,Serot K.S.:The next level of nickel-titanium root canal preparation:Sybron Endo K3 rotary instrumentation.Oral Health 12:37-44,2002.
24. Yared G.,Kulkarni k.,Ghossayn F.:An in vitro study of the torsional properties of new and used K3 instruments.Int Endod J 11:764-769,2003.
25. Vallaey K^{1,2}, Chevalier V^{3,4}, Arbab-Chirani R^{3,5}. Comparative analysis of canal transportation and centring ability of three Ni-Ti rotary endodontic systems: Protaper®, MTwo® and Revo-S™, assessed by micro-computed tomography. Odontology. 2016 Jan;104(1):83-8
26. B S H¹, Chandu GS², Shiraguppi VL³. Scanning Electron Microscopic Evaluation of Root Canal Surfaces Prepared with LightSpeed & Endowave Rotary System. J Clin Diagn Res. 2014 Dec;8(12):ZC35-8.
27. Hema BS¹, Chandu GS, Shiraguppi VL. Scanning electron microscopic evaluation of root canal surfaces prepared with three rotary endodontic systems: Lightspeed, ProTaper and EndoWave. Niger J Clin Pract. 2015 Jan-Feb;18(1):130-6.
28. Silva EJNL¹, Pacheco PT¹, Pires F¹, Belladonna FG², De-Deus G¹. Microcomputed tomographic evaluation of canal transportation and centring ability of ProTaper Next and Twisted File Adaptive systems. Int Endod J. 2017 Jul;50(7):694-699.
29. Pedullà E¹, Plotino G², Grande NM³, Avarotti G⁴, Gambarini G⁵, Rapisarda E⁴, Mannocci F⁶. Shaping ability of two nickel-titanium instruments activated by continuous rotation or adaptive motion: a micro-computed tomography study. Clin Oral Investig. 2016 Nov;20(8):2227-2233.
30. Jamleh A¹, Alfouzan K². Vertical Load Induced with Twisted File Adaptive System during Canal Shaping. J Endod. 2016 Dec;42(12):1811-1814
31. Gambarini G¹, Piasecki L², Di Nardo D¹, Miccoli G¹, Di Giorgio G¹, Carneiro E³, Al-Sudani D⁴, Testarelli L¹. Incidence of Deformation and Fracture of Twisted File Adaptive Instruments after Repeated Clinical Use. J Oral Maxillofac Res. 2016 Dec 28;7(4):e5.
32. Brasil SC¹, Marceliano-Alves MF¹, Marques ML¹, Grillo JP¹, Lacerda MFLS¹, Alves FRF¹, Siqueira JF Jr¹, Provenzano JC². Canal Transportation, Unprepared Areas, and Dentin

- Removal after Preparation with BT-RaCe and ProTaper Next Systems. *J Endod.* 2017 Jul 13. pii: S0099-2399(17)30518-6.
33. Mamede-Neto I¹, Borges AH², Guedes OA², de Oliveira D², Pedro FL², Estrela C¹. Root Canal Transportation and Centering Ability of Nickel-Titanium Rotary Instruments in Mandibular Premolars Assessed Using Cone-Beam Computed Tomography. *Open Dent J.* 2017 Feb 14;11:71-78.
 34. Burkhardt L¹, Weidmann F², Rüttermann S³, Gerhardt-Szep S⁴. Comparison of the shaping ability of RaCe, FlexMaster, and ProFile nickel-titanium instruments in severely curved root canals. *J Clin Exp Dent.* 2016 Dec 1;8(5):e523-e528.
 35. Jalali S¹, Eftekhari B¹, Paymanpour P², Yazdizadeh M¹, Jafarzadeh M¹. Effects of Reciproc, Mtwo and ProTaper Instruments on Formation of Root Fracture. *Iran Endod J.* 2015 Fall;10(4):252-5.
 36. Varghese NO¹, Pillai R¹, Sujathen UN¹, Sainudeen S¹, Antony A¹, Paul S¹. Resistance to torsional failure and cyclic fatigue resistance of ProTaper Next, WaveOne, and Mtwo files in continuous and reciprocating motion: An in vitro study. *J Conserv Dent.* 2016 May-Jun;19(3):225-30.
 37. Cheung GS.,Darvell BW.Low-cycle fatigue of Ni-Ti rotary instruments of various cross-sectional shape. *Int Endod J* 2007 Aug;40(8):626-32.
 38. Cheung GS.,Shen Y.,Darvell BW.Effect of environment on low-cycle fatigue of a Ni-Ti instrument. *J Endod* 2007 Dec;33(12):1433-7.
 39. Bahia MG.,Melo MC.,Buono VT.Influence of cyclic torsional loading of the fatigue resistance of K3 instruments. *Int Endod j* 2008 Oct;41(10):883-91.
 40. Riitano F.Anatomic Endodontic Technology(AET)-A Crown Down root canal preparation technique:basic concepts,operative procedure and instruments. *Int Endod J* 2005, Aug;38(8):575-87.
 41. Roland DD,Andelin WE,Browning DF et al.The effect of preflaring on the rates of separation for 0.04 taper Ni-Ti rotary instruments. *J Endod* 2002 Jul;28(7):543-5.
 42. Manuale di endodonzia,Cap.3,Pag.262.
 43. Carrotte PEndodontics: Part 7. Preparing the root canal. *Br Dent J.* 2004 Nov 27;197(10):603-13.
 44. Rapisarda E¹, Bonaccorso A, Tripi TR. Evaluation of two root canal preparation and obturation methods: the Mc Spadden method and the use of ProFile-Thermafil. *Minerva Stomatol.* 1999 Jan-Feb;48(1-2):29-38.

45. Zinelis S¹, Darabara M, Takase T, Ogane K, Papadimitriou GD. The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007 Jun;103(6):843-7.
46. Alapati SB¹, Brantley WA, Iijima M, Clark WA, Kovarik L, Buie C, Liu J, Ben Johnson W. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2009 Nov;35(11):1589-93.
47. Braga LC¹, Faria Silva AC¹, Buono VT², de Azevedo Bahia MG¹. Impact of heat treatments on the fatigue resistance of different rotary nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2014 Sep;40(9):1494-7.
48. Plotino G¹, Grande NM², Cotti E³, Testarelli L², Gambarini G². Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2014 Sep;40(9):1451-3.
49. Capar ID¹, Ertas H, Arslan H. Comparison of cyclic fatigue resistance of novel nickel-titanium rotary instruments. *Aust Endod J.* 2015 Apr;41(1):24-8.
50. Yahata Y¹, Yoneyama T, Hayashi Y, Ebihara A, Doi H, Hanawa T, Suda H. Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J.* 2009 Jul;42(7):621-6.
51. Shen Y¹, Zhou HM, Wang Z, Campbell L, Zheng YF, Haapasalo M. Phase transformation behavior and mechanical properties of thermomechanically treated K3XF nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2013 Jul;39(7):919-23.
52. Gambarini G¹, Pompa G, Di Carlo S, De Luca M, Testarelli L. An initial investigation on torsional properties of nickel-titanium instruments produced with a new manufacturing method. *Aust Endod J.* 2009 Aug;35(2):70-2.
53. Gambarini G¹, Testarelli L, Galli M, Tucci E, De Luca M. The effect of a new finishing process on the torsional resistance of twisted nickel-titanium rotary instruments. *Minerva Stomatol.* 2010 Jul-Aug;59(7-8):401-6.
54. Ha JH¹, Kim SK, Cohenca N, Kim HC. Effect of R-phase heat treatment on torsional resistance and cyclic fatigue fracture. *J Endod.* 2013 Mar;39(3):389-93.
55. Duke F¹, Shen Y², Zhou H³, Ruse ND¹, Wang ZJ¹, Hieawy A¹, Haapasalo M¹. Cyclic Fatigue of ProFile Vortex and Vortex Blue Nickel-Titanium Files in Single and Double Curvatures. *J Endod.* 2015 Oct;41(10):1686-90.
56. Shen Y¹, Zhou H², Coil JM³, Aljazeera B³, Buttar R³, Wang Z³, Zheng YF⁴, Haapasalo M⁵. ProFile Vortex and Vortex Blue Nickel-Titanium Rotary Instruments after Clinical Use. *J Endod.* 2015 Jun;41(6):937-42.

57. Plotino G¹, Testarelli L, Al-Sudani D, Pongione G, Grande NM, Gambarini G. Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel-titanium alloys: a comparative study. *Odontology*. 2014 Jan;102(1):31-5.
58. Zhou HM¹, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng YF, Haapasalo M. Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *J Endod*. 2012 Nov;38(11):1535-40.
59. Shen Y¹, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2011 Jul;37(7):997-1001.
60. Bennett J¹, Chung KH², Fong H³, Johnson J¹, Paranjpe A¹. Analysis of Surface Characteristics of ProTaper Universal and ProTaper Next Instruments by Scanning Electron Microscopy. *J Clin Exp Dent*. 2017 Jul 1;9(7):e879-e885.
61. Venino PM¹, Citterio CL², Pellegatta A², Ciccarelli M², Maddalone M². A Micro-computed Tomography Evaluation of the Shaping Ability of Two Nickel-titanium Instruments, HyFlex EDM and ProTaper Next. *J Endod*. 2017 Apr;43(4):628-632.
62. De Arruda Bitencourt M¹, Pedro Rocha DG², da Silveira Bueno CE². Incidence of Dentinal Defects on the External Apical Root Surface after Instrumentation with WaveOne Reciprocating Files at Different Working Lengths. *J Endod*. 2017 Mar;43(3):491-495
63. Adıgüzel M¹, Capar ID². Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of WaveOne and WaveOne Gold Small, Primary, and Large Instruments. *J Endod*. 2017 Apr;43(4):623-627.
64. Silva EJ¹, Villarino LS², Vieira VT², Accorsi-Mendonça T², Antunes HD², De-Deus G², Lopes HP³. Bending Resistance and Cyclic Fatigue Life of Reciproc, Unicore, and WaveOne Reciprocating Instruments. *J Endod*. 2016 Dec;42(12):1789-1793.
65. Topçuoğlu HS, Topçuoğlu G. Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc Blue and Reciproc Files in an S-shaped Canal. *J Endod*. 2017 Jul 18. pii: S0099-2399(17)30421-1.
66. Keskin C¹, Inan U², Demiral M³, Keleş A². Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc Blue, Reciproc, and WaveOne Gold Reciprocating Instruments. *J Endod*. 2017 Aug;43(8):1360-1363.
67. Özyürek T¹, Yılmaz K², Uslu G². Shaping Ability of Reciproc, WaveOne GOLD, and HyFlex EDM Single-file Systems in Simulated S-shaped Canals. *J Endod*. 2017 May;43(5):805-809.
68. Duque JA¹, Vivan RR¹, Cavenago BC², Amoroso-Silva PA¹, Bernardes RA³, Vasconcelos BC⁴, Duarte MA¹. Influence of NiTi alloy on the root canal shaping capabilities of the ProTaper Universal and ProTaper Gold rotary instrument systems. *J Appl Oral Sci*. 2017 Jan-Feb;25(1):27-33.

69. Arias A¹, de Vasconcelos RA², Hernández A³, Peters OA³. Torsional Performance of ProTaper Gold Rotary Instruments during Shaping of Small Root Canals after 2 Different Glide Path Preparations. *J Endod.* 2017 Mar;43(3):447-451.
70. Elsaka SE¹, Elnaghy AM², Badr AE². Torsional and bending resistance of WaveOne Gold, Reciproc and Twisted File Adaptive instruments. *Int Endod J.* 2016 Dec 5.
71. Yared G¹, Kulkarni GK. An in vitro study of the torsional properties of new and used rotary nickel-titanium files in plastic blocks. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2003 Oct;96(4):466-71
72. Gambarini G, Glassman G. TF adaptive: a novel approach to nickel-titanium instrumentation. *Oral Health.* 2013 May;7(2):22-30.
73. Gambarini G, Glassman G. In vitro analysis of efficiency and safety of a new motion for endodontic instrumentation:TF Adaptive. *Roots* 2013(9)3:12-5.
74. Karataş E, Gündüz HA, Kırıcı DÖ, Arslan H, Topçu MÇ, Yeter KY. Dentinal crack formation during root canal preparations by the twisted file adaptive, ProTaper Next, ProTaper Universal, and WaveOne instruments. *J Endod.*2015 Feb;41(2):261-4.
75. Tocci L, Plotino G, Al-Sudani D, Rubini AG, Sannino G, Piasecki L, Putorti E, Testarelli L, Gambarini G. Cutting efficiency of instruments with different movements: a comparative study. *J Oral Maxillofac Res.* 2015 Mar 30;6(1):e6.
76. Miyazaki S, Ohmi Y, Otsuka K, Suzuki Y (1982) Characteristics of deformation and transformation pseudoelasticity in NiTi alloys. *Journal de Physique* 15, 287–92.
77. Hayashi Y, Yoneyama T, Yahata Y et al. (2007) Phase transformation behaviour and bending properties of hybrid nickel–titanium rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal* 40, 247–53.
78. Kuhn G, Jordan L (2002) Fatigue and mechanical properties of nickel–titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*28, 716–20.
79. Mechanical properties of nickel–titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique G. Gambarini¹, G. Plotino¹, N. M. Grande¹, D. Al-Sudani², M. De Luca¹ & L. Testarelli
80. Influence of Temperature on Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal Rotary Files Gianluca Plotino, DDS, PhD,* Nicola M. Grande, DDS, PhD,† Montse Mercad_e Bellido, DDS, PhD,‡ Luca Testarelli, DDS, PhD,* and Gianluca Gambarini, DMD, DDS*
81. Environmental Temperature Drastically Affects Flexural Fatigue Resistance of Nickel-titanium Rotary Files Nicola Maria Grande, DDS, PhD,* Gianluca Plotino, DDS, PhD,†

- Enrico Silla, DDS,* Eugenio Pedull_a, DDS, PhD,‡ Gustavo DeDeus, DDS, MsC, PhD,§ Gianluca Gambarini, MD, DDS,† and Francesco Somma, MD, DDS*
82. De-Deus G, Moreira EJ, Lopes HP, et al. Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *Int Endod J* 2010;43:1063–8.
 83. You SY, Bae KS, Baek SH, et al. Lifespan of one nickel-titanium rotary file with reciprocating motion in curved root canals. *J Endod* 2010;36:1991–4.
 84. Gambarini G, Gergi R, Naaman A, et al. Cyclic fatigue analysis of twisted file rotary NiTi instruments used in reciprocating motion. *Int Endod J* 2012 Mar 19.
 85. Influence of Different Angles of Reciprocation on the Cyclic Fatigue of Nickel-Titanium Endodontic Instruments Gianluca Gambarini, DDS, MSc, PhD,* Alessio Giansiracusa Rubini, DDS, MSc,* Dina Al Sudani, DDS, MSc,† Richard Gergi, DDS, MSc,‡ Antonio Culla,§ Francesca De Angelis, DDS, MSc,* Stefano Di Carlo, DDS, MSc,* Giorgio Pompa, DDS, MSc,*Nada Osta, DDS, MSc, k and Luca Testarelli, DDS, MSc
 86. Cyclic fatigue analysis of twisted file rotary NiTi instruments used in reciprocating motion G. Gambarini¹, R. Gergi², A. Naaman², N. Osta² & D. Al Sudani³
 87. ¹Department of Endodontics, University of Rome, Rome, Italy; ²Department of Endodontics, Saint-Joseph University, Beirut, Lebanon; and ³Department of Endodontics, King Saud University, Riyadh, Saudi Arabia
 88. Kim HC, Kwak SW, Cheung GS, et al. Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. *J Endod* 2012;38:541–4
 89. You SY, Bae KS, Baek SH, et al. Lifespan of one nickel-titanium rotary file with reciprocating motion in curved root canals. *J Endod* 2010;36:1991–4.
 90. De-Deus G, Moreira EJ, Lopes HP, Elias CN. Extended cyclic fatigue life of F2 Pro- Taper instruments used in reciprocating movement. *Int Endod J* 2010;43:1063–8.
 91. Gavini G, Caldeira CL, Akisue E, et al. Resistance to flexural fatigue of Reciproc R25 files under continuous rotation and reciprocating movement. *J Endod* 2012;38: 684–7.
 92. Influence of Continuous or Reciprocating Motion on Cyclic Fatigue Resistance of 4 Different Nickel-Titanium Rotary Instruments Eugenio Pedull_a, PhD, DDS,* Nicola M. Grande, PhD, DDS,† Gianluca Plotino, PhD, DDS,†Gianluca Gambarini, PhD, DDS, MD,† and Ernesto Rapisarda, MD, DDS*
 93. Gambarini G. A rational approach to NiTi rotary instrumentation. *Endodo Trib* 2006;3(1):6-9.

94. The effect of brushing motion on the cyclic fatigue of rotary nickel titanium instruments
Gianluca Gambarini(a), Eugenio Tucci(a), Rossella Bedini(b), Raffaella Pecci(b), Massimo Galli(a), Valerio Milana(a), Massimo De Luca(a) and Luca Testarelli(a) Rome, Italy
2003; 96: 229–33

Capitolo 3

1. Preiswerk: Lehrbuch und atlas der zahnheilkunde mit einschub der Mund-Krankheiten. Verlag: J.F.Lehmann, Munchen 1903.
2. Fischer G. Beitrage zur Behandlung enkrankter Zahne mit besonderer Beucksichtigung der anatomie und pathologie der wurzelkanale. Deutsche-zahnheilkunde-in vortragen. Verlag: Leipzig. Georg-Thieme 1908
3. Loose RW. Topografie der pulpahohle mit rucksicht auf die preparation der kavitat. Osterr.-Ung. V.f.Z.1909.
4. Hess W. The anatomy of the root canal of the teeth of the permanent dentition. J. Bales sons and Danielsen, London 1925.
5. Green D, Brooklin NY. Morphology of the pulp cavity of the permanent teeth. Oral Surg. Oral Med & Oral Pathol 1955; 8: 743-59.
6. Vertucci FS, Gainesuille F. Root Canal anatomy of the Human Permanent Teeth. Oral Surg Oral Med & Oral Pathol 1984; 58: 589-99
7. Weine FS, Healey HJ, Gerstein H , Evanson L. Canal configuration in the mesiobuccal root of the maxillary first molar and its endodontic significance. Oral Surg Oral Med & Oral Pathol 1969; sept 28 (3): 419-25
8. Peters OA, Laib A, Ruegsegger P, Barbakow F. Three-dimensional analysis of root canal geometry using high resolution computed tomography. J Dent Res 2000; 79:1405-9.
9. Rhodes JS, Pitt Ford TR, Lynch JA, Liepins PJ, Curtis RV. Micro-computed tomography: a new tool for experimental endodontology. Int Endod J 1999; 32:165-70
10. Madhu K. Nair, Umadevi P. Nair,; Digital and Advanced Imaging in Endodontics: A Review. J Endod 2007; 33: 1– 6
11. Estrela C, Bueno MR, Rodrigues CL, Azevedo B, Azevedo JR. Accuracy of Cone Beam Computed Tomography and Panoramic and Periapical Radiography for Detection of Apical Periodontitis. J Endod 2008; 34: 273–279.

12. Raturi P, Girija S, Subash TS, Mangala TM:Unravelling the mysteries of pulp chamber. *Endodontology* 2007
13. Madhu K. Nair, Umadevi P. Nair,: Digital and Advanced Imaging in Endodontics: A Review. *J Endod* 2007; 33: 1– 6
14. Castellucci A.: Anatomia Endodontica del Primo Molare Superiore. *G It Endod* 2005; 19 (1): 23-29
15. Thomas RP, Moule AJ, Bryant R. Root Canal Morphology of Maxillary Permanent First Molar Teeth at Various Ages. *Int Endod J* 1993; 26: 257-267.
16. Cooke HG, Cox FL. C-shaped canal configurations in mandibular molars. *J Am Dent Assoc* 1979; 99; 836-9.
17. Fan B, Cheung GS, Fan M, Gutmann JL, Fan W. C-shaped canal system in mandibular second molars: Part II-Radiographic features. *J Endod* 2004; 30: 904-8.
18. Gao Y, Fan B, Cheung GSP, Gutmann JL, Fan M. C-shaped Canal System in Mandibular Second Molars Part IV: 3-D Morphological Analysis and Transverse Measurement. *J Endod* 2006; 32: 1062-5.
19. Yang ZP, Yang SF, Lin YL. C-shaped root canals in mandibular second molars in Chinese population. *Dent Traumatol* 1988; 4; 160-3.
20. Haddad GY, Nehma WB, Ounsi HF. Diagnosis, classification and frequency of C-shaped canals in mandibular second molars in the Lebanese population. *J Endod* 1999; 25: 268-71.
21. Seo MS, Park DS. C-shaped root canals of mandibular second molars in a Korean population: clinical observation and in vitro analysis. *Int Endod J* 2004; 37: 139-144.
22. Slowey RE. Root canal anatomy: road map to successful endodontics. *Dent Clin N Am* 1979; 23: 555-73.
23. Cutright DE, Bhaskar SN. Pulpal Vasculature as demonstrated by a new method. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1969; 27: 678-83.
24. Trowbridge HO. Pulp histology and physiology. In: Cohen S, Burns RC, eds. *Pathways of the pulp*. St. Louis: C V Mosby, 1984: 331
25. Vertucci FJ. Root canal anatomy of the human permanent teeth. *Oral Med Oral Pathol* 1984; 58: 589-99.
26. Kasahara E, Yasuda E, Yamamoto A, Anzai M. Root canal systems of the maxillary central incisor. *J Endod* 1990; 16: 158-61.
27. Kramer I R. The vascular architecture of the human dental pulp. *Arch Oral Biol* 1960; 2: 177-89.

28. Venturi M, Di Lenarda R, Prati C, and Breschi L. An in vitro model to investigate filling of lateral canals. *J Endod* 2005; 31: 877-81.
29. Vertucci FJ, Williams RG. Furcation canals in the human mandibular first molar. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1974; 38: 308-14.
30. Cutright DE, Bhaskar SN. Pulpal Vasculature as demonstrated by a new method. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1969; 27: 678-83.
31. Vertucci FJ, Anthony RL. A scanning electron microscopic investigation of accessory foramina in the furcation and pulp chamber floor of molar teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1986; 62: 319-26.
32. Haznedaroglu F, Ersev H, Odaba H, Yetkin G, Batur B, Asci S, Issever H. Incidence of patent furcal accessory canals in permanent molars of a Turkish population. *Int Endod J* 2003; 36; 515-9.
33. Vertucci FJ (2005) Root canal morphology and its relationship to endodontic procedures. *Endodontic Topics* 10, 3–29.
34. Cambruzzi JV, Marshall FJ. Molar endodontic surgery. *J Canad Dent Assoc* 1983; 1: 61-6.
35. Hsu Y, Kim S. The resected root surface: the issue of canal isthmuses. *Dent Clin N Am* 1997; 3:529-40.
36. Teixeira FB, Sano CL, Gomes BP, Zara AA, Ferraz CC, Souza-Filho FJ. A preliminary in vitro study of the incidence and position of the root canal isthmus in maxillary and mandibular first molars. *Int Endod J* 2003; 36: 276-280.
37. Kuttler Y. Microscopic investigation of root apices. *J Am Dent Assoc* 1955; 50: 544-52.
38. Taylor GN. Techniiche per la preparazione e l'otturazione intracanalare. *Clin Odont N Am* 1988: 20: 566-81.
39. Marroquin BB, El-Sayed MA, Wilershausen-Zönnchen B. Morphology of the physiological foramen: I. Maxillary and mandibular molars. *J Endod* 2004; 30: 321-8.
40. Dummer PMM, McGinn JH, Rees DG. The position and topography of the apical canal constriction and apical foramen. *Int Endod J* 1984; 17: 192-8.
41. Saad AY, Al-Yahya AS. The location of the cemento-dentinal junction in single-rooted mandibular first premolars from Egyptian and Saudi patients: a histologic study. *Int Endod J* 2003: 36; 541-4.
42. Ponce EH, Vilar Fernandez JA. The cemento-dentino-canal junction, the apical foramen, and the
43. apical constriction: evaluation by optical microscopy. *J Endod* 2003; 29: 21-9.

44. Smulson MH, Hagen JC, Ellenz SJ. Pulpo-periapical pathology and immunologic considerations. In: Endodontic Therapy, 5th edn. St Louis: Mosby-Yearbook Inc., 1996; 166-7.
45. Morfis A, Sylaras SN, Georgopoulou M, Kernani M, Prountzos F. Study of the apices of human permanent teeth with the use of a scanning electron microscope. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1994; 77: 172-6.
46. Burch IG, Hulen S. The relationship of the apical foramen to the anatomic apex of the tooth root. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1972; 34: 262-8.
47. Pineda F, Kuttler Y. Mesiodistal and buccolingual roentgenographic investigation of 7.275 root canals. Oral Surg Oral Med Phatol 1972; 33: 101-10.
48. Green D. Double canals in single roots. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1973; 35: 689-96.
49. Von der Lehr WN, Marsh RA. A radiographic study of the point of endodontic egress. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1973; 35: 1059.
50. Mizutani T, Ohno N, Nakamura H. Anatomical study of the root apex in the maxillary anterior teeth. J Endod 1992; 18: 344-7.
51. Wu MK, R'oris A, Barkis D, Wesselink PR. Prevalence and extent of long oval canals in the apical third. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2000; 89: 739-43.
52. Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1971; 32: 2715.
53. Lautrou A. Anatomia Dentaria. Milano: Masson, 1982
54. Thomas RP, Moule AJ, Bryant R. Root Canal Morphology of Maxillary Permanent First Molar Teeth at Various Ages. Int Endod J 1993; 26: 257-267
55. MalagninoVA, De Luca M. Classificazione anatomo-clinica dei canali radicolari in tre gruppi. RIS 1988; LVII (6): 51-63
56. Citterio C, Pellegatta A, Bellinzona A, Lanza M, Maddalone M. L'anatomia dentale endodontica come elemento condizionante il trattamento. Dental Cadmos 2008; 5. Dossier Endodonzia
57. Manuale di Endodonzia,SIE.Capitolo 3,pag.257-259
58. Cyclic Fatigue of Nickel-Titanium Rotary Instruments in a Double (S-shaped) Simulated Curvature Dina Al-Sudani, DDS, MsEd,* Nicola M. Grande, DDS, PhD, Gianluca Plotino, DDS, PhD, Giorgio Pompa, MDM, DDS, Stefano Di Carlo, MDM, DDS, Luca Testarelli, DDS, PhD,and Gianluca Gambarini, MD, DDS

59. Willershausen B, Kasaj A, R€ohrig B, Marroquin BB. Radiographic investigation of frequency and location of root canal curvatures in human mandibular anterior incisors in vitro. *J Endod* 2008;34:152–6.
60. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic systems. *J Endod* 1997;23:77–85.
61. Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino VA, Somma F. A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo NiTi rotary instruments. *Int Endod J* 2006; 39:716–23.
62. Plotino G, Grande NM, Melo MC, Bahia MG, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of NiTi rotary instruments in a simulated apical abrupt curvature. *Int Endod J* 2010; 43:226–30.
63. Haeikel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1999;25: 434–40.

Capitolo 4

1. Plotino G, Grande NM, Cordaro M et al. Influence of the shape of artificial canals on the fatigue resistance of NiTi rotary instruments. *Int Endod J*. 2010 Jan;43(1):69-75.
2. Shen, Y. and Cheung, G. S. Methods and models to study nickel–titanium instruments. *Endod Topics*, 2013 29:18-41.
3. Del Fabbro M, Afrashtehfar KI, Corbella S, El-Kabbaney A, Perondi I, Taschieri S. In Vivo and In Vitro Effectiveness of Rotary Nickel-Titanium vs Manual Stainless Steel Instruments for Root Canal Therapy: Systematic Review and Meta-analysis. *J Evid Based Dent Pract*. 2018 Mar;18(1):59-69.
4. Yum J, Cheung GS, Park JK, et al. Torsional strength and toughness of nickel-titanium rotary files. *J Endod* 2011;37:382–6.
5. Pedullà E, Lo Savio F, La Rosa GRM, et al. Cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and metallurgical characteristics of M3 Rotary and M3 Pro Gold NiTi files. *Restor Dent Endod*. 2018;43(2):e25.
6. Chi CW, Lai EH, Liu CY, Lin CP, Shin CS. Influence of heat treatment on cyclic fatigue and cutting efficiency of ProTaper Universal F2 instruments. *J Dent Sci*. 2017;12(1):21–26.
7. Di Nardo D, Galli M, Morese A, Seracchiani M, Ferri V, Miccoli G et al. A comparative study of mechanical resistance of two reciprocating files. *J Clin Exp Dent*. 2019 Mar 1;11(3):e231-e235.
8. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, et al. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel–tita- nium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod*. 2008;34:1003–5.

9. Inan U, Aydin C. Comparison of cyclic fatigue resistance of three different rotary nickel-titanium instruments designed for retreatment. *J Endod*. 2012 Jan;38(1):108-11.
10. Schäfer E, Tepel, J. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 3. Resistance to bending and fracture. *J Endod* 2001 Apr;27(4):299–303.
11. Versluis A, Kim HC, Lee W, Kim BM, Lee CJ. Flexural stiffness and stresses in nickel-titanium rotary files for various pitch and cross-sectional geometries. *J Endod* 2012 Oct; 38(10):1399–1403.
12. Plotino G, Grande NM, Mercadé Bellido M et al. Influence of Temperature on Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal Rotary Files. *J Endod*. 2017 Feb;43(2):200-202
13. Sung SY, Ha JH, Kwak SW et al. Torsional and cyclic fatigue resistances of glide path preparation instruments: G-file and PathFile. *Scanning*. 2014 Sep-Oct;36(5):500-6.
14. Algahtani F, Huang X, Haapasalo M, Wang Z, Hieawy A, Zhang D, Aleksejuniene J, Shen Y. Fatigue resistance of ProTaper gold exposed to high-concentration sodium hypochlorite in double curvature artificial canal. *Bioact Mater*. 2019 Sep9;4:245-248.
15. Khalil WA, Natto ZS. Cyclic fatigue, bending resistance, and surface roughness of ProTaper Gold and EdgeEvolve files in canals with single- and double-curvature. *Restor Dent Endod*. 2019 Apr 26;44(2):e19.

