



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE
FACOLTÀ DI MEDICINA E CHIRURGIA

Corso di Laurea in Odontoiatria e Protesi Dentaria

Presidente: Prof. Angelo Putignano

Dentina pericervicale: analisi comparativa di diversi sistemi endodontici mediante microtomografia computerizzata

Relatore: **Chiar.mo**
Prof. Eugenio Tosco

Candidato:
Matteo Tassi

Correlatore:
Dott. Riccardo Monterubbianesi

Anno Accademico 2021-2022

INDICE

1-INTRODUZIONE	<i>Pag. 1</i>
2-L'ENDODONZIA	<i>Pag. 3</i>
3-ANATOMIA ENDODONTICA	<i>Pag. 13</i>
3.1- Cenni Storici	<i>Pag. 13</i>
3.2- Anatomia Dentale dei Molari Inferiori	<i>Pag. 13</i>
3.3- Importanza di una corretta sagomatura canalare	<i>Pag. 15</i>
3.4- Dentina pericervicale	<i>Pag. 17</i>
4-GLI STRUMENTI Ni-Ti IN ENDODONZIA	<i>Pag. 20</i>
4.1- Introduzione agli strumenti in Ni-Ti	<i>Pag. 21</i>
4.2- Proprietà della lega Ni-Ti	<i>Pag. 23</i>
4.3- Fasi della lega Ni-ti	<i>Pag. 25</i>
4.4- Valutazione delle proprietà meccaniche degli strumenti endodontici Ni-Ti	<i>Pag. 28</i>
4.5- Trattamenti della lega Ni-ti	<i>Pag. 32</i>
4.6- Biocompatibilità degli strumenti in Ni-Ti	<i>Pag. 34</i>
5-UTILIZZO CLINICO DEGLI STRUMENTI IN Ni-Ti	<i>Pag. 36</i>
5.1- Design degli strumenti endodontici in Ni-Ti	<i>Pag. 36</i>
5.2- Sistematiche operative	<i>Pag. 39</i>
5.3- Rotazione continua	<i>Pag. 40</i>
<i>ProTaper Gold</i>	<i>Pag. 43</i>
<i>ProTaper Ultimate</i>	<i>Pag. 46</i>
<i>Zarc</i>	<i>Pag. 49</i>
6-TOMOGRAFIA MICROCOMPUTERIZZATA	<i>Pag. 51</i>
PROTOCOLLO SPERIMENTALE	<i>Pag. 55</i>

7-OBIETTIVO	<i>Pag. 56</i>
8-MATERIALI E METODI	<i>Pag. 57</i>
8.1- Selezione dei campioni	<i>Pag. 57</i>
8.2- Preparazione del canale radicolare	<i>Pag. 58</i>
9-RISULTATI	<i>Pag. 60</i>
10-DISCUSSIONE	<i>Pag. 68</i>
11-CONCLUSIONE	<i>Pag. 71</i>
12-BIBLIOGRAFIA	<i>Pag. 72</i>

1. INTRODUZIONE

L'obiettivo primario della terapia endodontica è la conservazione a lungo termine di un dente funzionale prevenendo o trattando tutte quelle condizioni che minano a ledere in maniera irreversibile la polpa dentale.

Numerosi sono i fattori che influiscono sui risultati endodontici, come l'integrità strutturale del dente dopo la preparazione della cavità d'accesso e del canale radicolare, oltre alla qualità del restauro.

Gli sforzi della ricerca contemporanea mirano a sviluppare nuovi approcci alla terapia canalare tradizionale, cercando di promuovere una modifica minima ai tessuti duri del dente durante il trattamento canalare al fine di migliorare la sopravvivenza e la funzione a lungo termine dei denti trattati. (1)

In effetti, l'endodonzia minimamente invasiva (MIE) come derivato naturale dell'odontoiatria minimamente invasiva si prefigura proprio con lo scopo di prevenire o trattare la malattia con la minor perdita possibile di tessuto dentale originale. Un aspetto importante della MIE si riferisce sicuramente alle dimensioni e al design delle cavità di accesso endodontico. Le cavità conservative sono state raccomandate per preservare la struttura del tessuto duro e ridurre i rischi di frattura che possono portare a perdita del dente dopo il trattamento canalare. (2)

Oltre a ciò, il concetto di MIE enfatizza la conservazione di tessuto dentale in relazione alla preparazione canalare (3), nella quale l'obiettivo è raggiungere l'apice radicolare utilizzando strumenti con conicità minime ma pur sempre tali da permettere all'irrigante di raggiungere il fondo del canale.

Tali procedimenti mirano a conservare tanta più dentina cervicale e pericervicale possibile, la quale è essenziale nell'aumentare la resistenza del dente a pressioni e trazioni che altrimenti porterebbero il dente a frattura.

Durante le varie fasi della MIE, entrano in gioco diverse varianti che devono essere prese in considerazione.

Una fra tutte è la possibilità di utilizzare, durante un trattamento canalare, numerosi tipi di strumenti, che differiscono tra loro per il materiale di cui sono fatti, per i processi fisici e/o chimici con cui sono realizzati e per la loro forma geometrica.

In particolare, gli strumenti in Ni-Ti si sono affermati in endodonzia sia per le caratteristiche meccaniche della lega, superiori a quelle offerte dall'acciaio, sia per la possibilità di variare il disegno dello strumento, in particolare per quel che concerne la sezione, le dimensioni e conicità. (4)

Tali strumenti, inoltre, sono comunemente utilizzati attraverso due tipi di movimento, continuo e reciprocante. Il primo è una sequenza completa di rotazione, il secondo comprende movimenti alternati e asimmetrici in senso orario e in senso antiorario. (5)

Per valutare in maniera ottimale il risultato della strumentazione meccanica nel canale radicolare, la micro-CT sembra essere la metodica più appropriata, in quanto permette un'analisi dettagliata, non distruttiva e tridimensionale dei canali radicolari, prima e dopo la strumentazione. (6)

Attraverso tale metodo di imaging possono essere analizzati e confrontati vari parametri, come la percentuale di dentina rimossa, l'area canalare non strumentata e il grado di trasporto canalare senza però distruggere il campione o il dente analizzato. (7)

L'obiettivo di questo lavoro di tesi è quello di confrontare il rendimento di tre diversi strumenti, ProTaper Gold (Dentsply Sirona), ZARC, ProTaper Ultimate (Dentsply Sirona) nella sagomatura dei canali radicolari di primi e secondi molari mascellari e mandibolari tramite l'analisi micro-CT. Tutti e tre utilizzano un movimento rotatorio continuo.

Per comprendere al meglio lo stato attuale della strumentazione per la sagomatura canalare con strumenti in Ni-Ti e come premessa alla parte sperimentale saranno illustrati i principi dell'arte in endodonzia e verranno descritte le caratteristiche principali dei diversi strumenti endodontici, analizzando le varie procedure cliniche.

2. L'ENDODONZIA

L'endodonzia è quel ramo dell'odontostomatologia che tratta della morfologia, fisiologia e patologia della polpa dentale e dei tessuti di sostegno periradicolari del dente (8). Le competenze di questa branca spaziano dalla conoscenza della biologia e istologia pulpari al trattamento dei processi patologici irreversibili della polpa col fine del recupero funzionale dell'elemento dentale colpito. In aggiunta, sono bagaglio di questa disciplina le conoscenze di carattere clinico che portano alla formulazione di una corretta diagnosi, ad un preciso trattamento delle patologie che coinvolgono sia la polpa sia i tessuti di sostegno del dente, sino alla prevenzione delle più gravi patologie di tipo settico acuto e cronico che coinvolgono le ossa mascellari di pertinenza odontogena.

Gli obiettivi fondamentali del processo diagnostico in endodonzia sono quelli di definire con precisione le necessità e le modalità per procedere ad un percorso terapeutico appropriato, comprese le indicazioni o le controindicazioni alla conservazione dell'elemento dentale affetto da patologia d'origine endodontica. (8)

Una diagnosi accurata della condizione della polpa nei denti compromessi da carie, procedure odontoiatriche o altre forme di lesione è fondamentale per arrivare a una corretta decisione terapeutica. Le informazioni diagnostiche si ottengono dalla storia del paziente come presenza di dolore, esperienza di traumi o procedure restaurative, esami clinici, risultati di test clinici ed esame radiografico dei denti e dei tessuti circostanti. (9)

Il trattamento endodontico o terapia canalare, definita meno correttamente nel linguaggio comune "devitalizzazione", è una procedura con la quale si rimuove nella sua interezza la polpa dentale alterata di un dente affetto da carie profonda, lesione da traumi o altre cause di origini meno conosciute, come il riassorbimento radicolare.

Il trattamento endodontico consiste principalmente nella combinazione chemio-meccanica della preparazione dello spazio canalare a cui segue il posizionamento di un materiale biocompatibile che sigilli tridimensionalmente il canale radicolare. In tal modo, i microrganismi ed il materiale organico vengono rimossi per ripristinare la salute dei tessuti intra e periradicolari. (10)

Inoltre, particolare non secondario, attraverso tale procedura viene risolto il dolore derivante dalle patologie pulpari o periapicali.

La moderna endodonzia si basa sul rispetto rigoroso di tre tappe cruciali e imprescindibili tra loro, ognuna delle quali è propedeutica alla successiva.

Esse sono:

1. Preparazione della cavità di accesso

2. Detersione e sagomatura (cleaning and shaping)
3. Otturazione tridimensionale del sistema radicolare

CAVITÀ DI ACCESSO

Uno dei passaggi fondamentali di un trattamento endodontico di successo è la preparazione dell'accesso alla camera pulpare e al sistema canalare.

Il concetto di cavità di accesso si estrinseca attraverso diverse procedure operative che precedono la visione degli imbocchi dei canali radicolari e che l'operatore non può tralasciare.

Esse si possono riassumere in:

- a) Studio della radiografia endorale.

Essa consente, dopo essere stata sottoposta ad attenta analisi con sistemi di ingrandimento, di visualizzare correttamente:

- La dimensione e le caratteristiche della camera pulpare, la morfologia radicolare e l'ampiezza dei lumi canalari.
- Eventuali tragitti fistolosi, radiotrasparenze periradicolari, riassorbimenti interni/esterni della radice;

- b) Isolamento del campo operatorio.

La diga di gomma fornisce protezione al paziente e crea un ambiente asettico. Inoltre facilita le procedure endodontiche, ritraendo i tessuti e aiutando a focalizzare l'attenzione sull'elemento da trattare. Migliora la vista, ritrae i tessuti e rende il trattamento più efficiente. I tessuti molli sono protetti dalla lacerazione da strumenti rotanti, agenti chimici e medicamenti. Le soluzioni di irrigazione sono limitate al campo operatorio.

Un ulteriore vantaggio è la tutela sia del dentista sia dei collaboratori. Il rischio degli aerosol è ridotto al minimo e la diga fornisce una barriera contro la saliva del paziente e i batteri orali. Infatti la diga di gomma può anche ridurre il potenziale di trasmissione di malattie sistemiche come la sindrome da immunodeficienza acquisita (AIDS), l'epatite e la tubercolosi. (11)

- c) Restauro conservativo pre-endodontico.

I denti che richiedono un intervento endodontico sono spesso strutturalmente compromessi a

causa di condizioni quali carie, traumi o riassorbimento radicolare. Il tessuto dentale residuo limitato complica sostanzialmente le procedure endodontiche. Considerare il restauro pre-endodontico prima di iniziare il trattamento endodontico è prezioso per i denti compromessi poiché questo approccio:

- Semplifica l'isolamento ottimale della diga di gomma per le successive visite endodontiche
- Crea spazio per l'azione delle soluzioni di irrigazione
- Consente l'applicazione di una otturazione provvisoria che permetta, in vista dell'appuntamento successivo, di evitare infiltrazioni batteriche
- Previene le fratture della struttura dentale indebolita, e può aiutare a stabilire dei punti di riferimento ripetibili
- Migliora l'estetica durante il periodo di trattamento endodontico, migliorando così l'accettazione da parte dei pazienti
- Facilita il restauro post-endodontico. (12)

In linea generale, la cavità di accesso rappresenta la proiezione coronale dell'anatomia canalare. Ciò rende necessario da parte dell'operatore possedere un'adeguata conoscenza dell'anatomia canalare e visualizzare in maniera tridimensionale la forma della camera pulpare.

Una cavità di accesso appropriata consente procedure come localizzazione, misurazione, preparazione chemio-meccanica dei canali radicolari ed infine otturazione finale, mentre una preparazione della cavità insufficiente potrebbe ostacolare la manipolazione dei canali radicolari oltre a poter causare frattura dello strumento, portare all'aberrazione dell'anatomia originale del canale radicolare e altri problemi iatrogeni. In questi casi, l'infezione può persistere e il trattamento fallire. (13)

Al contrario, una cavità troppo ampia può aumentare le possibilità di frattura del dente e/o della radice, in quanto rimuovendo eccessivamente tessuto dentinale si rischia di indebolire ulteriormente la struttura dell'elemento dentale trattato.

Saranno ora elencati i requisiti principali per una corretta apertura camerale:

I. Visibilità.

La fase di apertura della camera pulpare richiede l'uso di frese a palla diamantata di varie dimensioni montate su manipolo ad alta velocità, con le quale viene delineato sullo smalto un generico disegno geometrico corrispondente all'anatomia del pavimento della camera

pulpare.

Si procede cautamente in profondità e se la camera pulpare è sufficientemente ampia potremo avvertire la tipica sensazione di “caduta nel vuoto” una volta che il tetto è stato sfondato. Caso particolare è, invece, quello di una camera pulpare calcificata. Se però la camera è quasi inesistente a causa delle abbondanti calcificazioni che hanno avuto luogo non si potrà avere tale sensazione. (14)

Una volta entrati all'interno della camera pulpare, verranno quindi asportati il tetto, i cornetti pulpari e rettificata le pareti, le quali dovranno presentare una minima divergenza in direzione oclusale.

Il pavimento camerale, unitamente agli orifizi canalari, devono essere facilmente localizzabili all'ispezione visiva anche con un potere di ingrandimento non eccessivamente elevato (3-4x).

Due sono gli aspetti che caratterizzano il pavimento pulpare: la sua colorazione scura rispetto al tessuto dentinale circostante e la presenza dei solchi di sviluppo che congiungono gli imbocchi dei canali radicolari.

II. Asse di introduzione degli strumenti.

La preparazione della camera pulpare influenza l'asse di inserzione degli strumenti endodontici. Gli strumenti manuali e meccanici devono essere inseriti nel modo più rettilineo possibile avvalendosi di un accesso diretto ai canali.

Il corretto asse di introduzione è ottenibile attraverso l'eliminazione di tutte le interferenze coronali mediante una prima fase con l'uso di frese dedicate montate su turbina/micromotore ed una rifinitura finale con punte ultrasuoni che consentono, lavorando a secco, un maggior controllo ed una migliore precisione esecutiva.

Si creano così i presupposti per una facile inserzione degli strumenti manuali e meccanici in sinergia con una drastica diminuzione degli stress durante la fase di sagomatura canalare. In questa maniera si possono facilmente evitare gravi errori di tipo operativo quali stripping, false strade e trasporto apicale che sono in grado di inficiare il risultato clinico finale.

III. Rimozione del contenuto organico.

Il contenuto camerale comprendente il tessuto pulpare di carattere organico, i residui di materiale di una otturazione precedente e le zone di calcificazioni devono essere rimossi, il

tutto nel totale controllo dell'operatore senza rischi di perforazione.

IV. Ampiezza.

L'accesso allo spazio endodontico deve essere sufficientemente ampio per garantire un efficace bacino di irrigazione, in cui le soluzioni irriganti possano mantenere in sospensione i detriti rimossi dalla sagomatura canalare. (15)

V. Approccio conservativo.

Il concetto emergente di accesso endodontico conservativo mira a trasformare il profilo della cavità endodontica da un disegno tradizionale operatore-centrico a uno schema che si concentra maggiormente sulla conservazione della dentina e sull'interfaccia endodontico-restaurativa.

L'accesso endodontico contratto dà la priorità al mantenimento della struttura del dente. Trascura i requisiti tradizionali dell'accesso in linea retta e dello svuotamento completo della camera pulpare, sottolineando l'importanza cruciale di preservare la dentina pericervicale, situata 4mm sopra e 4mm sotto l'osso crestale. Questa regione è significativa per la distribuzione delle sollecitazioni meccaniche sui denti. È quindi necessario conservare il più possibile la dentina pericervicale per mantenere la risposta biomeccanica della dentina radicolare. (16)

DETERSIONE E SAGOMATURA

La fase successiva alla preparazione della cavità d'accesso consta nelle fasi interconnesse di sagomatura e detersione dei canali radicolari.

La rimozione del tessuto pulpare necrotico o in via avanzata di degenerazione viene ottenuta con l'uso di soluzioni irriganti insieme all'azione meccanica degli strumenti canalari.

L'irrigazione consente una pulizia superiore a quanto si potrebbe ottenere con la sola strumentazione del canale radicolare. Aiuta uccidendo i microrganismi, eliminando i detriti e rimuovendo lo smear layer dal sistema dei canali radicolari.

Lo smear layer influenza l'adattamento dei materiali di riempimento alle pareti del canale. È costituito da sostanze organiche e inorganiche, inclusi frammenti di processi odontoblastici, microrganismi, loro sottoprodotti e materiali necrotici.

Gli irriganti devono essere portati a diretto contatto con l'intera parete del canale per ottenere un risultato efficace. (17)

Storicamente, innumerevoli composti in soluzione acquosa sono stati suggeriti come irriganti canalari, comprese sostanze inerti come il cloruro di sodio (saline) o biocidi altamente tossici e allergenici come la formaldeide.

Infatti, le soluzioni irriganti in endodonzia devono rispondere a dei precisi requisiti:

- Devono avere un ampio spettro antimicrobico e un'elevata efficacia contro i microrganismi anaerobici organizzati in biofilm;
- Devono sciogliere i resti di tessuto pulpare necrotico;
- Devono inattivare l'endotossina;
- Devono impedire la formazione di uno strato di smear layer durante la strumentazione o sciogliere quest'ultimo una volta formatosi;

Inoltre, poiché gli irriganti endodontici entrano in contatto con i tessuti vitali, dovrebbero essere sistemicamente non tossici, non caustici per i tessuti parodontali e avere scarso potenziale di causare una reazione anafilattica.

La soluzione irrigante oggi universalmente più usata e che risponde più delle altre a tutti i requisiti sopra citati è l'ipoclorito di sodio (NaClO).

L'ipoclorito ha la capacità unica di dissolvere il tessuto necrotico e i componenti organici dello smear layer. Uccide i patogeni endodontici organizzati in biofilm e nei tubuli dentinali con la stessa efficienza della clorexidina o dello iodio a concentrazioni comparabili. (18)

D'altra parte, l'incapacità di dissolvere i resti di tessuto è il principale difetto della clorexidina che ci porta a considerarlo come un integratore piuttosto che come una soluzione di irrigazione principale. (19)

Già dalla prima guerra mondiale, il chimico Henry Drysdale Dakin e il chirurgo Alexis Carrel estesero l'uso di una soluzione tamponata di ipoclorito di sodio allo 0,5% all'irrigazione delle ferite infette, sulla base dei meticolosi studi di Dakin sull'efficacia di diverse soluzioni sul tessuto necrotico infetto. Oltre alla loro efficacia di uccisione non specifica ad ampio spettro su tutti i microbi, i preparati di ipoclorito sono sporicidi, virucidi e mostrano effetti di dissoluzione dei tessuti molto maggiori sui tessuti necrotici che sui tessuti vitali. (18)

Ci sono state molte polemiche sulla concentrazione delle soluzioni di ipoclorito di sodio da utilizzare in endodonzia. Poiché la soluzione originale di ipoclorito di sodio allo 0,5% di Dakin è stata progettata per il trattamento di ferite aperte (ustionate), si è ipotizzato che in un'area confinata come il sistema dei canali radicolari dovrebbero essere utilizzate concentrazioni più elevate, poiché sarebbero più efficienti della soluzione di Dakin. (18)

L'efficacia antibatterica e la capacità di dissoluzione tissutale dell'ipoclorito è in funzione della sua

concentrazione, ma lo è anche la sua tossicità. (20)

Sembra che la maggior parte dei dentisti utilizzi ipoclorito di sodio al 5,25% poiché viene venduto sotto forma di candeggina per uso domestico. Tuttavia, sono state riportate gravi irritazioni quando tali soluzioni concentrate sono state inavvertitamente forzate nei tessuti periapicali durante l'irrigazione o sono fuoriuscite attraverso la diga di gomma. (21)

Inoltre, una soluzione al 5,25% riduce significativamente il modulo elastico e la resistenza alla flessione della dentina umana rispetto all'uso della soluzione fisiologica, mentre una soluzione allo 0,5% no. (22)

Ciò è probabilmente dovuto all'azione proteolitica dell'ipoclorito concentrata sulla matrice di collagene della dentina.

La riduzione del microbiota intracanalare, invece, non è maggiore quando si utilizza ipoclorito di sodio al 5% come irrigante rispetto allo 0,5%. (23)

Dalle osservazioni in vitro, sembrerebbe che una soluzione di NaOCl all'1% sia sufficiente per dissolvere l'intero tessuto pulpare nel corso di una seduta di trattamento endodontico. (24)

Un approccio alternativo per migliorare l'efficacia degli irriganti a base di ipoclorito nel sistema dei canali radicolari potrebbe essere quello di aumentare la temperatura delle soluzioni di NaOCl a bassa concentrazione. Ciò migliora la loro capacità di dissoluzione immediata dei tessuti. (25)

La capacità di un NaOCl all'1% a 45°C di sciogliere la polpa dentale umana è risultata uguale a quella di una soluzione al 5,25% a 20°C. (24).

È stata anche raccomandata l'attivazione ad ultrasuoni dell'ipoclorito di sodio, in quanto ciò accelererebbe le reazioni chimiche, creerebbe effetti cavitazionali e otterrebbe un'azione detergente superiore. (26)

Tuttavia, i risultati ottenuti con l'ipoclorito attivato ad ultrasuoni rispetto alla sola irrigazione sono contraddittori, sia in termini di pulizia del canale radicolare sia in termini di microbiota rimanente nel sistema canalare infetto dopo la procedura di pulizia e modellatura. (27)

Sebbene l'ipoclorito di sodio sembri essere il singolo irrigante endodontico più desiderabile, non può dissolvere le particelle di dentina inorganica e quindi impedire la formazione dello smear layer durante la strumentazione. (18)

Agenti demineralizzanti come l'acido etilendiamminotetraacetico (EDTA) e l'acido citrico sono stati quindi raccomandati come adiuvanti nella terapia canalare. L'EDTA non ha proprietà antibatteriche ma rimuove esclusivamente lo strato di smear layer creatosi dall'azione meccanica degli strumenti. L'uso raccomandato di EDTA è un lavaggio di circa 1-3 minuti alla fine della fase di strumentazione. Non è possibile utilizzare EDTA insieme a NaClO in quanto l'EDTA, essendo

chelante, riduce immediatamente la quantità di cloro disponibile, risultando in una perdita di efficacia di NaClO. (18)

Contemporaneamente all'uso degli irriganti, la strumentazione meccanica conferisce al canale una forma tale per cui lo spazio in esso ricavato può essere poi riempito nelle sue tre dimensioni. Sebbene il successo della terapia dipenda da molti fattori, uno dei passaggi più importanti in qualsiasi trattamento canalare è proprio la preparazione del canale. Questo è essenziale perché la preparazione determina l'efficacia di tutte le procedure successive e include la rimozione meccanica, la creazione di spazio per la somministrazione dell'irrigante e le geometrie del canale ottimizzate per un'adeguata otturazione. Sfortunatamente, la preparazione del canale è influenzata negativamente dall'anatomia del canale radicolare altamente variabile e dalla relativa incapacità dell'operatore di visualizzare questa anatomia dalle radiografie. (28)

I requisiti per una corretta strumentazione sono stati descritti con completezza da nel 1974 da Schilder, il quale elenca gli obiettivi meccanici e biologici alla base della sagomatura del canale radicolare.

I. Obiettivi meccanici:

- Sviluppare all'interno del canale una forma tronco conica continua.
Il canale deve essere uniformemente e progressivamente conico o tronco-conico, senza gradini lungo le sue pareti, con la sezione più sottile del cono posta apicalmente e la più larga coronalmente.
- Ottenere una preparazione in cui ogni diametro trasverso sia minore di quello immediatamente più coronale e maggiore di quello immediatamente più apicale.
- Mantenere l'anatomia iniziale rispettando e assecondando le curve che un canale può presentare.
- Conservare il forame apicale nella sua forma e posizione originali: una strumentazione eccessiva o errata può causare il trasporto del forame apicale (esterno od interno) e una modificazione della sua forma originaria.
- Mantenere il forame apicale il più piccolo possibile, ciò offrirà all'operatore un'otturazione più semplice.

II. Obiettivi biologici:

- Contenere la strumentazione all'interno del canale: gli strumenti canalari non devono essere

portati oltre apice per non creare danno al parodonto e/o alle strutture adiacenti (seno mascellare, pavimento nasale, canale mandibolare).

- Evitare di spingere materiale necrotico al di fuori del forame apicale: una strumentazione condotta in maniera inadeguata può immettere nei tessuti periapicali materiale necrotico derivante dalla strumentazione che può causare una semplice parodontite o nel peggiore dei casi un ascesso alveolare acuto.
- Rimuovere scrupolosamente tutti i residui tissutali dal canale radicolare per ridurre il rischio di future colonizzazioni batteriche in un tempo successivo.
- Completare la detersione e sagomatura dei singoli canali in una sola seduta onde evitare successive reinfezioni dei canali stessi.
- Creare, durante l'allargamento dei canali, uno spazio sufficiente a contenere la formazione di un eventuale essudato.

La tecnica di sagomatura secondo Schilder viene spesso descritta come tecnica step-back in quanto prevede di misurare la lunghezza di lavoro per poi sagomare il canale solo dopo che si è avuta la conferma della lunghezza di lavoro.

Schilder nella preparazione dei canali radicolari distingueva tre fasi:

- Sondaggio del canale e determinazione della lunghezza di lavoro;
- Mantenimento della beanza del forame apicale;
- Allargamento del canale.

La sagomatura realizzata con strumenti in acciaio presupponeva l'uso di un elevato numero di strumenti manuali di diametro crescente utilizzati a lunghezze di lavoro decrescenti.

Questa procedura richiedeva una certa esperienza da parte dell'operatore in quanto le caratteristiche stesse degli strumenti potevano influire pesantemente sulla conservazione dell'anatomia canalare.

Inoltre la sagomatura finale era ottenuta attraverso numerosi passaggi e richiedeva perciò parecchio tempo.

L'introduzione degli strumenti in Ni-Ti non ha cambiato i concetti e le caratteristiche della sagomatura così come state descritte precedentemente, ma ha portato con sé nuove caratteristiche nella realizzazione della sagomatura in endodonzia.

La superelasticità della lega ha permesso la realizzazione di strumenti che potessero essere utilizzati in rotazione (continua o alternata) attraverso l'uso di specifici motori endodontici dedicati.

Particolare non di secondaria importanza, la lega in Ni-Ti ha ridotto il numero degli strumenti da utilizzare nelle varie sequenze operative orientandosi sempre verso la semplificazione.

La fase finale della terapia canalare consiste nell'otturare tridimensionalmente lo spazio endodontico dopo che questo sia stato completamente deterso e sagomato.

L'otturazione ha come scopo quello di sigillare ogni porta di uscita per impedire ogni genere di comunicazione tra endodonto e parodonto. Essa deve perciò riempire totalmente ed in maniera stabile nel tempo lo spazio canalare, nel quale non devono rimanere spazi vuoti.

L'obiettivo perseguito è quindi quello di riempire e sigillare lo spazio endoradicolare.

3. ANATOMIA ENDODONTICA

3.1- *Cenni storici*

I primi studi che riguardano l'anatomia del sistema dei canali radicolari risalgono alle osservazioni dirette su denti estratti di Carabelli nel 1842. Mühlreiter nel 1870 fu probabilmente il primo a studiare la materia con rigore sezionando i denti sui tre piani assiali. In seguito nel 1890 Black pubblicò la prima edizione del suo lavoro sull'anatomia dentale, contenente sezioni radicolari assiali e trasversali ottenute per usura o taglio. (29)

Tra la fine del XIX secolo e l'inizio del XX secolo furono presentati studi che prevedevano l'introduzione di materiali all'interno del sistema canalare: se viene iniettato all'interno dei canali radicolari un materiale in forma sufficientemente fluida da riuscire a penetrarvi, capace di indurire e resistere all'azione delle sostanze demineralizzanti che dissolvono la struttura dentale, si può ottenere una replica del sistema canalare. Questa tecnica è stata poi affinata da Hess nel 1917, il quale descrisse una diversa metodica, che prevedeva l'iniezione di gomma liquida e la sua successiva vulcanizzazione all'interno del sistema canalare. (30) Il risultato di questo lavoro, ha di fatto, fondato le basi dell'attuale conoscenza dell'anatomia endodontica.

Tramite il lavoro di Hess viene dimostrato come le varianti anatomiche costituiscano più una costante che un'eccezione, ponendo l'endodontista di fronte ad una grande sfida nel trattamento di elementi radicolari all'apparenza così simili e allo stesso tempo diversificati e ricchi di complessità anatomiche.

Con gli strumenti a nostra disposizione, in sinergia con le moderne tecniche operative, le anomalie morfologiche possono essere trattate clinicamente con maggiore successo rispettando ogni fase del trattamento endodontico senza mai sottovalutarne la potenziale complessità.

3.2- *Anatomia Dentale dei Molari Inferiori*

Per quanto riguarda questo lavoro di tesi, gli elementi dentali che saranno oggetto dello studio sono rappresentati dai pluriradicolati mandibolari.

Nello specifico i Primi Molari Inferiori e i Secondi Molari Inferiori.

- Il Primo Molare Inferiore è l'elemento più sviluppato dell'arcata inferiore.

La corona è caratterizzata da una forma trapezoidale con il lato mesio-distale di dimensioni poco superiori rispetto a quello vestibolo-linguale. Le tre cuspidi vestibolari sono separate

dalle due buccali da un lungo solco che decorre in senso disto-mesiale, mentre la divisione tra le cuspidi mesiali e distali è demarcata da due solchi vestibolari e uno linguale.

Il primo molare mandibolare si presenta tipicamente con 2 radici ben definite, una radice mesiale caratterizzata da una superficie mesiodistale appiattita e una superficie vestibolare allargata, e una radice distale prevalentemente diritta con un ampio canale ovale o due canali rotondi. La variabile più rilevante legata al numero di radici è la presenza di una terza radice distolinguale, la cui incidenza è stata legata a specifici gruppi etnici. La morfologia e l'ampiezza buccolinguale della radice mesiale consentono comunicazioni e istmi intercanali. Attualmente, l'istmo (anastomosi) è definito come un passaggio pulpale che collega 2 o più canali nella stessa radice. Nel 1997 Hsu e Kim classificarono le varie configurazioni dell'istmo, con il tipo V che risulta il più frequente tra le radici mesiali dei molari mandibolari. Il tipo V è riconosciuto come una vera connessione o un ampio corridoio di tessuto tra i 2 canali principali. (31)

La radice mesiale presenta generalmente due canali, il mesio-vestibolare e il mesio-linguale. Quest'ultimo si trova più spostato verso la forcazione e quindi più a rischio di *stripping*; ha uno spessore medio cemento-dentina di 1.5 mm, maggiore rispetto al mesio-vestibolare, che invece è di 1.1 mm, da cui la necessità di un approccio estremamente conservativo nella tecnica di sagomatura.

- Il Secondo Molare Inferiore ha un volume coronale inferiore rispetto al primo molare ed è caratterizzato da una maggiore simmetria oclusale oltre che da una minore distanza tra le radici che spesso curvano gradualmente in direzione distale.

Presenta generalmente due radici, una distale e una mesiale: la prima ha una forma conica e più regolare, con asse sviluppato in direzione distale; la seconda è più schiacciata in senso mesio-distale e generalmente curva.

Molte volte può presentare aspetti più bizzarri e varie combinazioni: può presentare una radice con un singolo canale fuso o due indipendenti, due radici con due o tre canali, tre radici con tre canali indipendenti o quattro canali.

I secondi molari mandibolari con due orifizi del canale mesiale avevano almeno un orifizio del canale radicolare distale. La prevalenza di quattro orifizi canalari era del 13,8% quando un secondo orifizio canalare era localizzato nella radice mesiale. Nel 10% dei campioni, l'orifizio del canale radicolare distale era localizzato sopra o in prossimità dell'asse medio-bucco-linguale, mentre il 46% di essi era posizionato più lingualmente. Sebbene le cavità di

accesso endodontiche dovrebbero comportare una rimozione minima della struttura sana del dente, questi risultati indicano che la natura conservativa del design convenzionale della cavità di accesso a forma triangolare potrebbe non riflettere sempre l'anatomia del pavimento della camera pulpare, e di conseguenza può mascherare un orifizio del canale distale situato più lingualmente e/o l'orifizio di un secondo canale radicolare distale. Alla luce di queste osservazioni, può essere ragionevole cercare l'orifizio del canale distale (o secondo distale) che potrebbe essere localizzato più lingualmente rispetto al centro del piano occlusale. (32)

3.3- Importanza di una corretta sagomatura canalare

I sistemi di lime rotanti in nichel titanio (NiTi) sono attualmente la tecnologia leader nella strumentazione dei canali radicolari. Tuttavia, l'efficienza della strumentazione rotante potrebbe anche avere un costo biomeccanico creando microfratture nella dentina radicolare, termine usato per descrivere tutte le discontinuità parziali nella dentina. (33)

Nonostante gli ovvi vantaggi clinici di queste tecniche rispetto alla strumentazione manuale, l'influenza del design delle lame di taglio è ancora controversa e potrebbe generare maggiore attrito e sollecitazioni all'interno del canale radicolare. La strumentazione rotativa richiede meno tempo per preparare i canali rispetto alla strumentazione manuale, ma determina una rotazione significativamente maggiore degli strumenti all'interno del canale. Ciò potrebbe causare un maggiore attrito tra le lime e le pareti del canale. (34)

Le perforazioni, il trasporto del canale, la formazione di sporgenze e la frattura degli strumenti sono alcune delle complicazioni incontrate durante la preparazione del canale radicolare e i casi di ritrattamento.

La frattura verticale della radice è una delle complicanze più frustranti del trattamento del canale radicolare, che spesso si traduce nell'estrazione del dente. La frattura potrebbe verificarsi come risultato di una microfessura o di una linea di screpolatura che si propaga con l'applicazione ripetuta di sollecitazioni da parte delle forze occlusali. Negli ultimi decenni, molti nuovi strumenti rotanti NiTi sono stati sviluppati e introdotti da vari produttori. La maggior parte dei clinici preferisce questi sistemi a causa dei loro vantaggi come il risparmio di tempo e una migliore efficienza di taglio. Tuttavia, alcune funzioni dei sistemi rotanti NiTi come la capacità di pulizia, l'aumento dello stress e l'incapacità di preparare adeguatamente i canali ovali sono ancora controverse. (35)

La frattura verticale della radice (VRF) è definita come una frattura longitudinale confinata alla radice che di solito inizia sulla parete interna del canale radicolare e si estende verso l'esterno fino

alla superficie della radice.

La VRF spesso non presenta segni e sintomi specifici, ed è quindi difficile per i dentisti fare una diagnosi precisa della condizione. I sintomi clinici comuni di VRF sono la presenza di dolore sordo, gonfiore, con un difetto di sondaggio profondo localizzato.

Le radiografie possono mostrare allargamento del legamento parodontale e difetti di riassorbimento osseo.

La VRF di solito si verifica nei denti trattati endodonticamente. Tra le cause più probabili di VRF sono state riportate una notevole perdita della struttura del dente durante la strumentazione e una pressione eccessiva durante l'otturazione. (36)

Durante la preparazione, un canale viene modellato dal contatto tra lo strumento e le pareti della dentina. Questi contatti creano molte concentrazioni di stress momentaneo nella dentina. Tali concentrazioni di stress possono lasciare difetti dentinali in cui può iniziare la frattura di radice verticale (VRF).

Tuttavia, è probabile che anche la progettazione della lima influisca sulle forze di modellatura sulla dentina radicolare. (37)

Secondo alcuni studi recenti, gli strumenti rotanti e alternativi sono più inclini a causare lo sviluppo o la propagazione di microfessure dentinali. Questa logica afferma che la preparazione del canale radicolare utilizzando strumenti a conicità elevate, che tagliano rapidamente notevoli quantità di dentina, specialmente nei denti con radici curve o canali ovali, ha portato allo sviluppo di forze laterali che inducono sollecitazioni sulla parete del canale e possono causare crepe formazione o propagazione della frattura. Da un punto di vista clinico, l'individuazione di questi difetti dentinali, come le incrinature e le microfessure, di solito avviene solo anni dopo, causando perdita ossea, malfunzionamento del dente o dell'area interessata e dolore. Questi difetti possono svilupparsi in VRF, portando alla fine alla perdita dei denti. (38)

Le fratture nei denti trattati endodonticamente sono ritenute di origine multifattoriale. Le cause possono essere ampiamente classificate come iatrogene e non iatrogene.

1. Cause iatrogene:

- Perdita di tessuto dentale;
- Effetto dei medicinali intracanalari;
- Effetto delle procedure restaurative.

2. Cause non iatrogene:

- Cause primarie: storia di patologia ricorrente e posizione anatomica del dente;
- Cause secondarie: effetti dell'invecchiamento dei tessuti dentali. (39)

In sintesi, la frattura verticale della radice è una complicazione clinica che può portare all'estrazione del dente, ed è stata descritta sia in denti trattati endodonticamente che non.

Negli ultimi anni, diversi studi hanno riportato una relazione causale tra la preparazione meccanica del canale radicolare con strumenti in nichel-titanio (NiTi) e la formazione di microfratture dentinali, che possono potenzialmente svilupparsi in frattura radicolare verticale. (40)

È, quindi, certo che l'iniziazione e la propagazione delle microfratture siano indotte dalla strumentazione canalare.

Partendo da questo presupposto risulta cruciale cercare di mantenere più tessuto dentinale possibile durante la sagomatura, con particolare riguardo alla dentina pericervicale, di cui si parlerà più in dettaglio nel prossimo paragrafo.

3.4- Dentina Pericervicale

La dentina pericervicale (PCD) è la parte anatomica del dente che si trova 4 mm coronale e 4 mm apicale all'osso crestale. Agisce come il "collo" del dente. È importante per due ragioni: per la ferula e per migliorare la resistenza alla frattura. (41)

Mentre l'apice della radice può essere amputato e il terzo coronale della corona clinica rimosso e sostituito protesicamente, la dentina vicino alla cresta alveolare è insostituibile. (42)

La ricerca in letteratura supporta il fatto che la ritenzione a lungo termine del dente e la resistenza alla frattura sono direttamente legate alla quantità di struttura dentale residua: più c'è dentina residua, più a lungo può essere conservato il dente. (43)

Questo principio è importante in relazione non solo con la sagomatura canalare, ma anche con la preparazione della cavità d'accesso.

La preparazione dell'accesso convenzionale comporta un maggiore sacrificio della struttura dentale aggiuntiva che alla fine potrebbe portare a una diminuzione della resistenza alla frattura del dente.

Per superare i problemi sopra menzionati, Clark e Khademi hanno proposto un nuovo concetto di cavità di accesso endodontico sulla conservazione della dentina. Si concentra principalmente sulla conservazione della dentina pericervicale e di alcune parti del tetto della camera pulpare. (44)

Infatti, uno dei concetti clinici comuni seguiti è che l'intero tetto di una camera pulpare deve essere rimosso durante la preparazione della cavità d'accesso. Durante la preparazione dell'accesso endodontico, è essenziale mantenere una piccola quantità di bordo del tetto della camera vicino al punto in cui curva a 90° e diventa la parete. Questa piccola "cornice" come descritta da Clark e

Khademi può misurare 0,5mm o 3mm nei casi in cui è necessaria una resistenza extra, o quando l'anatomia del dente lo permette. (44)

Si suggerisce di lasciare un piccolo bordo a 360° piuttosto che minarlo e creare condizioni cliniche di lavoro difficili all'interno del dente, compromettendone la resistenza. (43)

In relazione a ciò, si è visto che la resistenza alla frattura era maggiore quando si accedeva attraverso la cavità di accesso endodontico conservativo (CEC) rispetto alla cavità di accesso endodontico convenzionale. (41)

Anche il concetto di ferula tridimensionale è strettamente connesso al mantenimento della dentina pericervicale.

La ferula tridimensionale (3DF), infatti, non è altro che una valutazione della dentina disponibile che sostiene una corona protesica o un pilastro di un ponte. I tre componenti essenziali del 3DF sono l'altezza della dentina, lo spessore della dentina e il TOC (la conicità). Quindi, la necessità di una conservazione diretta della dentina durante l'accesso endodontico diventa ancora più cruciale. (43)

Altresì, anche il trattamento canalare porta all'indebolimento della struttura del dente come risultato del cambiamento della conformazione interna del dente stesso.

I vari strumenti endodontici rotanti con nuovo design della lama e maggiore conicità necessitano infatti di una cavità di accesso estesa e di una svasatura coronale maggiore per mantenere un accesso rettilineo nel terzo medio del canale radicolare. Gli strumenti a conicità variabile rimuovono, perciò, quantità maggiori PCD, con conseguente indebolimento significativo della radice del dente. (45)

La PCD, infatti, distribuisce gli stress occlusali attraverso l'asse lungo della radice. La perdita della PCD è implicata nell'indebolimento della struttura radicolare e nella diminuzione della resistenza alla VRF. (45)

Aumentare la conicità della preparazione del canale radicolare può ridurre la resistenza alla frattura. Una conicità eccessiva dello strumento o della preparazione canalare può provocare un'eccessiva rimozione di dentina e l'indebolimento della radice. (46)

Il livello di queste sollecitazioni da contatto dipende dal comportamento meccanico delle lime, qualcosa di principalmente determinato dalla loro sezione trasversale e longitudinale, dalle impostazioni di torque, dal numero di rotazioni e dalla loro cinematica. (47)

Tutto ciò supporta l'idea di una preparazione canalare con conicità minima. (46)

Per quanto riguarda la perdita di umidità della PCD, l'effetto è minimo e non c'è una diminuzione significativa nella resistenza alla frattura come evidenziato da vari ricercatori. In merito all'uso di

alcuni irriganti e medicinali che provocano principalmente la deplezione del collagene nella DPC, questo influisce sull'elasticità della dentina e predispone alla frattura durante le forze di taglio.

L'uso dell'ipoclorito di sodio (NaOCl), con concentrazioni superiori al 2%, ha effetti più deleteri; esiste un effetto sinergico di EDTA e NaOCl. (43)

In conclusione, i professionisti che eseguono il trattamento endodontico dovrebbero seguire questi principi per assicurare che la PCD sia sufficientemente preservata durante l'esecuzione dell'endodonzia e del restauro dei denti:

- Preservare la PCD durante la preparazione dell'accesso e il restauro coronale.
- Evitare i prodotti chimici che degradano la PCD.
- Usare strumenti a conicità maggiore con logica e cautela per evitare la rimozione non necessaria della PCD.
- Ripristinare il dente immediatamente dopo il trattamento canalare, se possibile, per evitare forze masticatorie elevate su un dente debole.
- Usare materiali di rinforzo che aderiscano chimicamente e abbiano un modulo di elasticità uguale a quello della PCD.
- Restaurare il dente in modo da permettere un trattamento futuro del sistema canalare senza sacrificare altra PCD.

In poche parole, la pianificazione del trattamento dovrebbe integrare i principi della cavità endodontica conservativa e dell'endodonzia minimamente invasiva per garantire la conservazione della PCD il più a lungo possibile. (43)

4. GLI STRUMENTI IN NI-TI IN ENDODONZIA

Il successo della terapia endodontica dipende dalla capacità del clinico di pulire e modellare il canale radicolare in modo sicuro ed efficace.

L'introduzione delle leghe di nichel-titanio (NiTi) e la successiva automazione della preparazione meccanica sono stati i primi passi verso una nuova era nell'endodonzia. Questi cambiamenti hanno inaugurato un progresso sempre maggiore nella specialità, con la ricerca scientifica e aziendale focalizzata sullo sviluppo di strumenti in grado di soddisfare le esigenze di una preparazione del canale radicolare più anatomicamente prevedibile, realizzabile in minor tempo e con maggiore comfort per il dentista e paziente.

Negli ultimi anni sono stati osservati molti cambiamenti, comprese innovazioni nella progettazione degli strumenti, trattamenti superficiali e termici per le leghe NiTi e l'incorporazione e l'ibridazione di nuove strategie di movimento per guidare i sistemi di strumentazione. Conoscere le caratteristiche morfologiche e meccaniche degli strumenti endodontici, nonché la loro corretta modalità di utilizzo, offre maggiore sicurezza e versatilità all'operatore. (48)

In virtù di ciò, per realizzare tali strumenti è stato necessario, a partire dall'inizio degli anni Novanta, ideare e costruire apposite apparecchiature computerizzate in grado di lavorare il filo in Ni-Ti in modo da conferirgli disegni sempre più complessi e performanti.

Attraverso tali innovative apparecchiature è stato possibile realizzare sezioni e spire dalle morfologie complesse e introdurre il concetto di conicità aumentata, diversa dalla tradizionale ISO.02.

Sfruttando la super-elasticità del Ni-Ti si sono infatti potuti realizzare strumenti di dimensioni maggiori (arrivando a realizzare lime con conicità da .04 fino .12), in grado di mantenere caratteristiche di flessibilità e resistenza adatte alla strumentazione rotante di canali curvi. (49) (50)

Fino ai primi anni Novanta, questo veniva fatto convenzionalmente utilizzando strumenti in acciaio inossidabile che hanno una tendenza naturale a raddrizzare i canali curvi. Inoltre a causa della rigidità intrinseca della lega non potevano seguire le curvature anche in canali moderatamente curvi. Questo ha portato ad un'alta incidenza di errori procedurali, come sporgenze, gomiti, zipping, stripping e perforazioni.

Le leghe di nichel-titanio in odontoiatria hanno permesso di ottenere strumenti endodontici che hanno ridotto rigidità e aumentato l'elasticità. Dalla loro introduzione, queste lime hanno visto numerosi miglioramenti non solo nel design della lima e nelle sequenze cliniche ma anche nella metallurgia. (51)

Difatti, un'altra innovazione riguarda la possibilità di variare il disegno dello strumento in termini sia di sezione trasversa sia di andamento e orientamento delle spire. Questa innovazione ha contribuito all'introduzione di strumenti tecnologicamente più evoluti, notevolmente performanti in termini di capacità di taglio e in grado di resistere a sollecitazioni fisiche più elevate così da ridurre il rischio di frattura durante la rotazione continua all'interno delle curvature del canale radicolare. (52)

Alcuni studi hanno dimostrato che la velocità di rotazione influenza la frattura degli strumenti nei canali curvi. Questo potrebbe essere spiegato dal fatto che il contatto tra il file e le pareti del canale possono causare uno stress sufficiente a causarne la frattura. Una più bassa velocità di rotazione, invece, dovrebbe significare che la vita di uno strumento è prolungata, rompendosi solo dopo raggiungere un numero specifico di rotazioni. Clinicamente, la fatica di uno strumento può essere correlata al grado di sforzo che lo strumento subisce quando viene inserito in un canale radicolare curvo dei canali è più pronunciata, la fatica ciclica che lo strumento subisce è maggiore, e quindi la sua vita attesa di vita è inferiore. (53)

Infatti, pur essendo il Ni-Ti una lega dalle proprietà meccaniche uniche, gli strumenti utilizzati nella preparazione rotante dell'endodonto sono sottoposti a sollecitazioni di particolare intensità cui corrispondono altrettanti elevati stress strutturali (affaticamento della lega) che potrebbero evolvere nella frattura intraoperatoria dello strumento e tradursi, quindi, dal punto di vista clinico, in un errore iatrogeno. (54)

Negli ultimi anni, quindi, tutte le evoluzioni relative al disegno degli strumenti e delle loro tecniche di impiego sono state motivate dal tentativo di migliorarne le caratteristiche meccaniche e renderli ancora più affidabili e sicuri, in particolare nelle anatomie più complesse, nelle quali sono maggiori le sollecitazioni meccaniche che subiscono.

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

- Velocizzazione delle procedure operative;
- Semplificazione delle procedure operative;
- Predicibilità ed efficacia del trattamento.

4.1 – Introduzione agli strumenti in Ni-Ti

La lega nichel-titanio è stata originariamente sviluppata per il programma spaziale degli Stati Uniti presso il Naval Ordnance Laboratory, nel 1963, e le è stato dato il nome generico di "Nitinol". (55) Usando circa 55 wt% di Ni e 45 wt% di Ti e sostituendo un po' di Ni con meno di 2 wt% di Co, si combina quasi lo stesso numero di atomi di Ni e Ti, il che si riflette nel termine equiatomico.

Questa lega è la preferita per l'uso in endodonzia e viene comunemente chiamata 55 Nitinol. Un altro tipo è chiamato 60 Nitinol e contiene circa il 5% in più di nichel. Questa lega è stata usata per alcune lime manuali, ma a causa delle diverse proprietà (cioè, minore "effetto memoria di forma" e maggiore trattabilità termica, insieme all'aumento della durezza) sembra essere meno utile del 55 Nitinol. (49)

Infatti, le leghe nichel-titanio sono note, quando sono in proporzioni quasi equiatomiche, per mostrare una serie di proprietà interessanti, come la memoria di forma e la superelasticità. (51)

In odontoiatria, è stata utilizzata per la prima volta nel 1971 da Andreasen e Hilleman nella fabbricazione di fili ortodontici, grazie al suo basso modulo di elasticità, effetto memoria di forma, e superflessibilità. (56).

Riguardo l'utilizzo in endodonzia, Civjan et al. furono i primi a concettualizzare la fabbricazione di strumenti endodontici in lega NiTi, nel 1975. (57)

Più tardi, nel 1988, Walia, Brantley e Gerstein introdussero i primi strumenti endodontici in NiTi manuali, realizzati lavorando il filo ortodontico. (58)

In seguito, i progressi tecnologici nella produzione degli strumenti in NiTi permisero di fabbricarli con processi di lavorazione con cambiamenti significativi nella configurazione della parte attiva, variazioni dell'angolo elicoidale e dell'angolo di taglio, e diversi aumenti di conicità all'interno dello stesso strumento, non seguendo più gli standard ISO pubblicati nel 1958 per gli strumenti manuali. (59)

I primi strumenti rotanti in Ni-Ti sono stati sviluppati tra il 1992 e il 1994 da J. McSpadden e da Ben Jhonson e negli anni successivi sono stati adottati in tutto il mondo da un gran numero di endodontisti.

In particolare, i primi strumenti rotanti in NiTi, sempre con il cono standard ISO .02, furono introdotti nel 1992, progettati dal Dr. John McSpadden. Due anni dopo il Dr. Johnson introdusse i sistemi rotanti in NiTi ProFile .04 e ProFile .06, rompendo il paradigma di lunga data della produzione di strumenti endodontici esclusivamente con la conicità standard .02. Gli strumenti ProFile hanno una sezione trasversale a U a tripla elica, un *radial land* tra le scanalature ma non possiedono angoli di taglio bensì superfici spiananti simili ad una pialla. Seguirono i Lightspeed, ideati dal Dott. Steeve Senia, contraddistinti da una punta pilota non tagliente, di dimensioni tra 0,25-2mm, che permette la sagomatura della sola regione apicale senza la necessità di allargare eccessivamente i terzi coronali e mediani del canale. Alla fine degli anni '90, il Dr. John McSpadden introdusse il sistema rotante Quantec NiTi, composto da 10 lime di diverse dimensioni, diametri e conicità. Un nuovo concetto nel design delle lime è stato introdotto nel 2001 con il

sistema ProTaper (Dentsply Sirona, York, PA, USA), che incorpora conicità variabili e progressive lungo le scanalature di taglio dello stesso strumento. (48)

Il passaggio dall'utilizzo manuale a quello rotante si giustifica con il fatto che gli strumenti rotanti, se usati tramite appositi motori con un preciso controllo di velocità, sfruttano al meglio la superelasticità della propria lega, ossia un'ampia deformazione in campo elastico, mantenendo pressochè costante lo sforzo applicato.

Risulta così una più agevole strumentazione dovuta alla maggiore flessibilità della lega Ni-Ti nei canali curvi, ma anche all'aumentata capacità di taglio derivante dalla rotazione continua.

Per molti anni, questi strumenti sono stati fabbricati esclusivamente attraverso una lavorazione convenzionale, con variazioni principalmente nel disegno della sezione trasversale, nella disposizione delle superfici di taglio lungo la parte attiva e nella presenza o assenza di superfici radiali; l'obiettivo principale era quello di migliorare le proprietà di taglio dello strumento e, in particolare, ridurre il rischio di frattura. (48)

L'introduzione di strumenti rotanti in Ni-Ti per la preparazione del canale radicolare ha portato una serie di vantaggi per l'operatore rispetto all'uso degli strumenti manuali d'acciaio: possono essere utilizzati in rotazione meccanica senza produrre gli effetti tipici negativi degli strumenti manuali in acciaio come stripping, perforazioni e difetti anatomici della zona apicale. Inoltre, rispetto agli strumenti manuali di acciaio, con l'uso degli strumenti in Ni-Ti è più facile mantenere la lunghezza di lavoro e si ha un maggior rispetto dell'anatomia originale.

Le leghe NiTi nel complesso sono più morbide dell'acciaio inossidabile, hanno un basso modulo di elasticità (circa un quarto o un quinto di quello dell'acciaio inossidabile) ma una maggiore resistenza, sono più dure e più resilienti, e mostrano memoria di forma e superelasticità. (59)(57)

Queste ultime due proprietà sono le ragioni principali per cui le leghe NiTi hanno avuto successo in endodonzia e in alcune altre discipline dentali e sono dovute a un cambiamento nella struttura cristallina della lega stessa.

4.2 – Proprietà della lega Ni-Ti

La maggior parte dei materiali metallici mostra un comportamento elastico in cui, entro certi limiti, la deformazione causata è direttamente proporzionale alla forza applicata. Questa relazione è nota come legge di Hooke. Se la forza applicata supera un certo limite, causa una deformazione permanente nel materiale (deformazione plastica). Secondo la legge di Hooke, la maggior parte delle leghe metalliche possono essere deformate elasticamente fino allo 0,1 o 0,2% oltre il loro limite elastico. (48)

Qualsiasi deformazione oltre questo limite, noto come punto di snervamento, sarà permanente. Le leghe di nichel-titanio, tuttavia, possono essere deformate fino all'8% oltre il loro limite di snervamento senza mostrare alcuna deformazione residua. (59) (60)

Una delle proprietà della lega Ni-Ti è proprio la superelasticità, o pseudoelasticità, che può essere definita come la capacità di certi materiali di recuperare la loro forma originale dopo la rimozione del carico anche quando sono deformati oltre il loro limite di snervamento. (61)

Uno strumento NiTi può recuperare completamente da valori di deformazione fino all'8%.

L'acciaio inossidabile, in confronto, può sopportare solo il 2% di deformazione. (62)

Questa caratteristica è particolarmente utile in campo endodontico poiché conferisce allo strumento, costituito da tale lega, la capacità di flettersi in rotazione, consentendo di adattarsi all'anatomia del canale e di mantenere la centratura anche in presenza di curvature accentuate.

Le tecniche strumentali con lime rotanti NiTi di conicità maggiore di solito raccomandano la preparazione per l'intera lunghezza di lavoro del canale. Poiché la flessibilità è inversamente correlata alla dimensione dello strumento (determinata dalla dimensione della punta e dalla conicità), gli strumenti attualmente disponibili di conicità maggiore tendono ad essere piuttosto rigidi. Ciò comporta un aumento del rischio di trasporto dei canali nei canali curvi. (62)

La Memoria di forma si riferisce alla capacità del materiale di "ricordare" la sua forma originale dopo che è stato deformato in modo plastico, ma bisogna dire che in endodonzia questa caratteristica non è particolarmente sfruttata.

La lega in Ni-Ti presenta un'ulteriore caratteristica, la resilienza, cioè la capacità di un materiale di assorbire energia elasticamente quando sottoposto a un carico o a un urto prima di giungere a rottura.

Gli strumenti in Ni-Ti possono essere adoperati in rotazione meccanica, senza produrre i tipici effetti negativi degli strumenti manuali d'acciaio come lo stripping, perforazioni e difetti anatomici della zona apicale.

Rispetto agli strumenti manuali d'acciaio, con l'uso degli strumenti in Ni-Ti è più facile mantenere la lunghezza di lavoro (WL), si ha maggiore rispetto dell'anatomia originaria, il grado di alterazione a livello apicale è inferiore, si verifica una minore fuoriuscita di detriti oltre apice, si hanno preparazioni più rotonde e più centrate nel canale, soprattutto in quelli curvi.

Tuttavia, all'interno di una curvatura, uno strumento rotante in Ni-Ti è soggetto a continue variazioni di compressione e tensione, portando eventualmente ad affaticamento del materiale e successivamente a frattura senza precedenti segni di deformazione plastica. La parte dello strumento all'interno della curvatura è compressa, mentre la tensione si verifica all'esterno della

curvatura. Ogni rotazione di 180° posiziona la porzione di lima precedentemente all'interno della curvatura all'esterno e viceversa, con questo ciclo che si ripete continuamente. Conosciuto come fatica ciclica, questa fatica del metallo è stata vista come la causa principale della frattura degli strumenti Ni-Ti rotanti. (63)

Un'ulteriore riflessione deve essere effettuata sulla relazione esistente tra la massa dello strumento e l'anatomia del sistema endodontico. Nei canali dritti in cui si hanno sollecitazioni esclusivamente di natura torsionale, gli strumenti di dimensioni e conicità maggiori, dotati cioè di maggiore massa, lavorano meglio. Nei canali curvi, in cui entrano in gioco anche sollecitazioni di natura flessurale, gli strumenti che lavorano meglio sono invece quelli più sottili, dotati di massa minore e quindi più flessibili, che resistono di più alla fatica ciclica. Bisogna pertanto porre attenzione all'impiego di strumenti di dimensioni eccessive perché troppo rigidi e quindi più esposti a fratture in presenza di curvature importanti.

4.3 – Fasi della lega Ni-Ti

Le proprietà delle leghe in Ni-Ti derivano dal fatto che esse possono esistere in diverse strutture cristalline. In particolare, nella lega Ni-Ti esistono tre fasi:

- Austenitica: è una struttura cristallina a reticolo cubico, particolarmente stabile;
- Martensitica: è una struttura cristallina monoclinica, più duttile ma anche più instabile;
- Intermedia: detta fase R o romboidale, è la fase di transizione tra le due precedenti con una diversa configurazione cristallografica (trigonale) e con un diverso orientamento dei cristalli. Nell'ambito di questa fase esistono diverse forme intermedie cui oggi è attribuita la possibilità di migliorare le proprietà della lega per uso endodontico.

In particolare, le proprietà di queste leghe derivano da una trasformazione di fase reversibile allo stato solido tra la struttura austenitica e martensitica, nota come trasformazione martensitica termoelastica.

Tale trasformazione può essere attivata mediante variazioni di temperatura (TIM, Thermally Induced Martensite) o meccanicamente (SIM, Stress Induced Martensite). La prima è adatta in ortodonzia e medicina e consiste nella capacità di alcuni manufatti metallici di tornare a una forma iniziale se sottoposti ad un appropriato trattamento termico, la seconda risulta maggiormente utile per scopi endodontici.

A temperature più basse e stress maggiori, la lega si trova in forma martensitica, cioè è morbida,

duttile, può essere facilmente deformata e possiede l'effetto memoria di forma, mentre a temperature più elevate e stress minori si trova in forma austenitica, cioè è rigida, dura e possiede proprietà superelastiche superiori.

Sebbene esistano molte altre leghe metalliche che si presentano in differenti forme cristalline, l'unicità della lega Ni-Ti risiede nel fatto che la transizione tra le due strutture è completamente reversibile.

Le risposte meccaniche della lega NiTi sotto un determinato carico possono essere rappresentate attraverso un grafico di sollecitazione/deformazione (*Figura 1*). La curva di sollecitazione e deformazione potrebbe essere divisa per tre linee verticali (A, B e C) che individuano sul grafico tre diverse aree a seconda dell'organizzazione cristallografica della lega NiTi: la regione austenitica in cui la lega è composta da austenite; la regione austenitica/martensitica (detta anche fase R) in cui si ha una trasformazione parziale dell'austenite in martensite, a seconda dell'applicazione della sollecitazione; la regione della martensite in cui la quantità totale di austenite viene trasformata in martensite al di sopra di determinati carichi. Al di sotto di un certo carico, la trasformazione indotta dallo stress meccanico è totalmente reversibile (deformazione elastica) come diretta conseguenza della superelasticità, tuttavia se si supera il limite di snervamento la deformazione diventa irreversibile (deformazione plastica) e lo strumento endodontico viene danneggiato in modo permanente. (64)

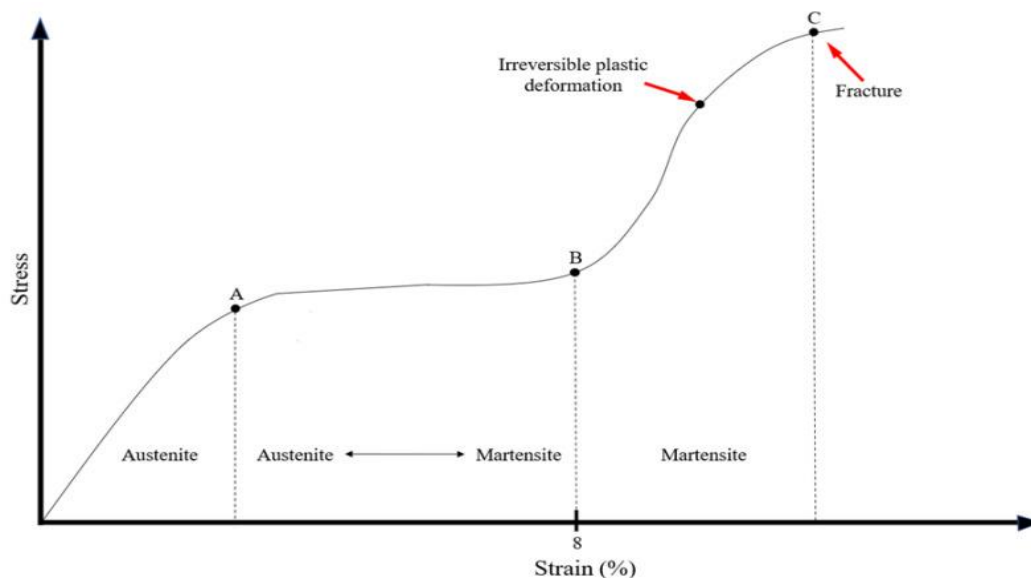


Figura 1: rappresentazione schematica della curva di sollecitazione e deformazione che mostra la trasformazione cristallografica in funzione della sollecitazione indotta.

Perciò, gli strumenti endodontici NiTi, se sottoposti a sollecitazioni che superano i limiti di elasticità del materiale, subiscono trasformazioni plastiche per poi fratturarsi, se la sollecitazione non viene rimossa. Tuttavia, questi valori limite sono molto più elevati di quelli degli strumenti di acciaio inossidabile della stessa dimensione e forma.

Un requisito fondamentale affinché la trasformazione martensitica da sforzo avvenga in maniera corretta è che la sollecitazione meccanica sia costante. Questo requisito, in linea teorica, è soddisfatto attraverso l'utilizzo di un manipolo che faccia ruotare gli strumenti con una velocità e un *torque* idonei e prestabiliti, somministrando così un'energia costante. In realtà, però, lo sforzo applicato non è sempre costante perché all'interno del canale quello che determina l'entità della sollecitazione è la configurazione canalare stessa, cioè la complessità dell'anatomia endodontica e gli attriti che in funzione di questa sono generati nel processo di taglio e rimozione dei detriti.

La martensite non è stabile alla temperatura intracanalare, quindi la lega Ni-Ti convenzionale è in configurazione austenitica, stabile ad alta temperatura. Tuttavia, una variazione delle temperature di trasformazione (temperatura iniziale della martensite, temperatura finale della martensite, temperatura iniziale dell'austenite, temperatura finale dell'austenite) può essere indotta da trattamenti termici e meccanici in modo tale che gli strumenti endodontici possano essere martensitici a temperatura ambiente. (64)

Relativamente a ciò, è stata sviluppata una procedura di elaborazione termomeccanica con l'obiettivo di produrre fili grezzi NiTi superelastici che contengono martensite sostanzialmente stabile in condizioni cliniche. Studi di laboratorio hanno dimostrato che questo filo Ni-Ti (denominato M-Wire) ha un rapporto maggiore tra resistenza alla trazione e sollecitazione del plateau superelastico superiore e una migliore resistenza alla fatica rispetto ai tradizionali fili grezzi superelastici per strumenti rotanti con struttura austenitica. (65)

Riassumendo, la trasformazione tra diverse fasi cristallografiche potrebbe derivare dall'applicazione di stress (come la rotazione dello strumento all'interno del canale radicolare), dalla variazione di temperatura o da una combinazione di questi due fattori. In base a ciò, la lega Ni-Ti può esistere allo stato solido in tre diverse fasi cristalline, che differiscono tra loro per l'organizzazione atomica tridimensionale e per le proprietà meccaniche: austenitica, martensitica e intermedia.

4.4 – Valutazione delle proprietà meccaniche degli strumenti rotanti endodontici Ni-Ti

Sebbene la lega in Ni-Ti sia stata migliorata ulteriormente negli anni in termini di resistenza a flessione e torsione mediante tecniche di elettropulitura superficiale, trattamenti termici e composizione chimica (delle quali si tratterà più avanti), l'imprevedibilità della frattura degli strumenti rotanti in Ni-Ti rimane ancora un argomento tra i più dibattuti in endodonzia.

La frattura di uno strumento è un evento sfavorevole in cui viene sollevata una "barriera" di fronte a un'ulteriore sagomatura e riempimento di quel particolare canale radicolare. L'accesso apicale a causa di tale ostruzione è negato e il trattamento canalare non può essere eseguito completamente. A seconda sia del momento durante il trattamento endodontico in cui si è verificato l'incidente, sia del livello del canale radicolare in cui lo strumento si è rotto, viene più o meno impedita una corretta sagomatura e riempimento del canale radicolare. Questo porta a possibili complicazioni e può anche mettere in pericolo l'esito positivo dell'intero trattamento endodontico. (66)

L'analisi della letteratura rivela che la prevalenza di strumenti manuali in acciaio fratturati è stata riportata nell'intervallo 0,7-7,4%. La percezione comune è che gli strumenti rotanti Ni-Ti abbiano una maggiore incidenza di fratture rispetto agli strumenti manuali in acciaio. Tuttavia, l'incidenza di strumenti rotanti Ni-Ti ritenuti fratturati è simile a quella degli strumenti manuali in acciaio, essendo riportata in un range dello 0,4-5%.

Anche se il confronto suggerisce che gli strumenti NiTi rotanti hanno un tasso di frattura simile a quello degli strumenti manuali, va sottolineato che la frattura di entrambi i materiali è raramente confrontata allo stesso modo nello stesso studio, poiché gli strumenti manuali sono usati inizialmente solo per creare un percorso di scorrimento, mentre il resto della strumentazione è completato con strumenti rotanti. È probabile che il suddetto protocollo influenzi il tasso di frattura degli strumenti NiTi rotanti, poiché la preparazione di un percorso di scorrimento manuale prima della strumentazione rotante diminuisce la probabilità di frattura degli strumenti NiTi rotanti. (67)

Tuttavia, i meccanismi di frattura sono diversi per i due diversi tipi di strumenti endodontici: quantità eccessive di torque per le lime in acciaio inossidabile e principalmente sovraccarico di torsione e fatica ciclica (flessione) per quelle in nichel-titanio (e loro combinazione). (66)

Una sollecitazione di tipo *flessorio* si realizza quando il sistema di forze esterne si riduce a una coppia che giace in un piano che contiene l'asse longitudinale; un elemento, invece, è soggetto a *torsione* quando la risultante delle forze esterne è una coppia agente in un piano perpendicolare all'asse dell'elemento stesso. Quando ruota dentro il canale, lo strumento endodontico è soggetto a sollecitazioni di tipo composto dovute sia alla flessione che alla torsione.

Gli strumenti, quando sollecitati da forze statiche o dinamiche, non si limitano a resistere o a fratturarsi, ma attraversano in maniera dinamica le seguenti fasi:

- Deformazione reversibile o elastica;
- Deformazione irreversibile o plastica;
- Frattura. (68)

Sattapan et al. distinguono due tipi di frattura: da torsione (con deformazione) e da fatica in flessione (senza deformazione). (69)

4.4.1 Resistenza torsionale: la frattura torsionale si verifica quando lo strumento (generalmente la punta) viene bloccato nel canale mentre il gambo della lima continua a ruotare. Successivamente la frattura della lima si verifica quando viene superato il limite elastico della lega. (67)

Questo fenomeno è definito come *taper lock*, ed accade più frequentemente con strumenti che hanno una massa minore e che si danneggiano di più in punta.

Il torque (torsione) degli strumenti dipende da:

- Velocità di rotazione: aumentando la velocità diminuiscono i valori torsionali ma aumentano quelli relativi alla fatica ciclica.
- Sezione dello strumento: sezioni con angoli di taglio producono un minor effetto torque rispetto a strumenti con superfici di spianamento.
- Presenza di lubrificante: la presenza di lubrificanti acquosi è più vantaggiosa in termini di torque rispetto a condizioni di lavori a secco. In particolare, la presenza di chelanti determina minori valori di torque rispetto all'ipoclorito. (70)
- Superficie dello strumento: una superficie di lavoro ridotta produce un minor effetto torsionale.

4.4.2 Resistenza alla fatica ciclica: la fatica flessionale si verifica quando lo strumento ruota continuamente e liberamente in un canale curvo, generando cicli di tensione/compressione nel punto di massima flessione, che alla fine porta alla frattura. La frattura da fatica flessionale si verifica essenzialmente a causa di un uso eccessivo della lega metallica, e di altri fattori che potenzialmente contribuiscono alla fatica del metallo come la corrosione e i cambiamenti causati dall'espansione e dalla contrazione termica. (67)

A differenza della frattura torsionale, gli strumenti che sono più suscettibili di separazione da fatica ciclica sono quelli con diametro in punta maggiore. Una volta creatasi, la microfrattura può propagarsi rapidamente causando un cedimento catastrofico, senza preavviso, dello strumento.

La fatica ciclica negli strumenti è influenzata da una serie di fattori:

- Una cavità di accesso conservativo potrebbe comportare un inserimento angolato degli strumenti endodontici all'interno del sistema canalare e la conseguente diminuzione della loro resistenza a fatica ciclica derivante dall'aumento dello stress flessionale derivato dalla loro angolazione di inserimento.
- Per quanto riguarda la velocità di rotazione è stato dimostrato che il tempo prima della frattura aumenta a causa del minor numero di cicli eseguiti nello stesso periodo di tempo.
- Infine, è stato dimostrato che l'uso di movimenti alternati (alternando movimenti di rotazione in senso orario e antiorario) riduce significativamente la fatica ciclica degli strumenti, aumentandone la resistenza. (64)

4.4.3 Fattori che contribuiscono alla frattura: numerosi fattori sono stati implicati nella frattura degli strumenti NiTi, tra cui l'abilità/esperienza dell'operatore, la tecnica di strumentazione, la geometria del canale, il metodo di disinfezione e sterilizzazione, il numero di utilizzi, la dimensione e il design dello strumento e il processo di fabbricazione.

1. Abilità/esperienza dell'operatore: l'esperienza dell'operatore è un fattore costantemente riportato in relazione all'incidenza della frattura dello strumento. Quando altri fattori (velocità e sequenza dello strumento, morfologia canalare) sono rimasti costanti, l'abilità dell'operatore è stata il fattore chiave nel fallimento dello strumento. (71)
2. Tecnica di strumentazione: una tecnica di strumentazione crown-down (allargamento dell'aspetto coronale del canale prima della preparazione apicale) e la creazione di un percorso di scorrimento manuale (preparazione del 1/3 apicale dei canali curvi con strumenti manuali in acciaio prima di introdurre le lime rotanti) è stata proposta per ridurre la frequenza di frattura degli strumenti. Queste tecniche aiutano a ridurre il fenomeno del taper lock che è stato associato alla genesi della frattura torsionale. (67) (72)
3. Geometria del canale: è stato dimostrato che la maggior parte degli strumenti si frattura nel terzo apicale del canale, poiché questa è l'area di massima curvatura e di diametro più piccolo. Iqbal et al. hanno concluso che la probabilità di separare uno strumento nelle regioni apicali era trentatré volte maggiore che nel terzo coronale e sei volte maggiore che nel terzo medio della radice. Questo è clinicamente rilevante in quanto, maggiore è il grado di flessione a cui è sottoposto uno strumento rotante in Ni-Ti quando viene usato in canali curvi, più breve è

l'aspettativa di vita dello strumento. Inoltre, più complessa è l'anatomia del canale radicolare, maggiore è il rischio da frattura torsionale. (67) (73)

4. Metodo di disinfezione e sterilizzazione: l'ipoclorito di sodio può produrre microfessure sulla superficie degli strumenti in Ni-Ti e provocare fenomeni di elettrocorrosione se utilizzato come disinfettante per la pulizia degli strumenti, sebbene non ne alteri la capacità di taglio né riduca la resistenza torsionale e alla flessione. La sterilizzazione in autoclave sebbene provochi una maggiore ossidazione che può ridurre la capacità di taglio, non sembra influenzare la resistenza alla torsione degli strumenti rotanti in Ni-Ti.
5. Numero di utilizzi degli strumenti: la letteratura non è chiara nel fornire indicazioni sulla questione del numero di utilizzi, in particolare in relazione agli strumenti Ni-Ti, dove il danno alle lime spesso non è evidente clinicamente prima della frattura. Diversi studi affermano che il fallimento degli strumenti Ni-Ti è influenzato più dal modo in cui vengono utilizzati piuttosto che da quante volte vengono utilizzati. Tuttavia, indipendentemente dal modo in cui gli strumenti vengono utilizzati, gli strumenti rotanti in Ni-Ti riducono la loro resistenza alla fatica flessionale con l'uso ripetuto e la torsione necessaria per indurre il cedimento di uno strumento usato in precedenza è significativamente inferiore rispetto agli strumenti nuovi. (67)
6. Dimensioni e design dello strumento: è stato dimostrato che aumentando il diametro e la sezione trasversale di una lima si ottiene una maggiore resistenza alla rottura torsionale, ma viceversa si riduce la resistenza alla rottura per fatica flessionale. Il design della sezione trasversale può anche essere un fattore importante per quanto riguarda l'incidenza della frattura. Le lime triangolari ProTaper sono state confrontate con gli strumenti ProFile scanalati a U ed è stato dimostrato che la distribuzione dello stress era inferiore e più uniforme negli strumenti ProTaper. (74)
Una maggiore incidenza di frattura e distorsione negli strumenti Ni-Ti più piccoli è stata registrata in una serie di studi in vitro. Alcuni ricercatori hanno concluso che gli strumenti più piccoli sono più suscettibili al cedimento torsionale rispetto agli strumenti più grandi e hanno raccomandato che le lime piccole dovrebbero essere considerate come strumenti monouso. (67)
7. Processo di fabbricazione: durante il processo di fabbricazione si possono creare superfici irregolari caratterizzate da scanalature, buchi, discontinuità, con la frequenza di tali irregolarità

che aumenta proporzionalmente alla conicità dello strumento. Queste imperfezioni della superficie possono agire come un centro di concentrazione dello stress, dando inizio alla formazione di cricche durante l'uso clinico. In generale, i difetti della superficie influenzano la resistenza finale del materiale e hanno un'influenza importante sulla resistenza alla fatica dello strumento. Di conseguenza, i produttori hanno cercato di migliorare le proprietà meccaniche delle lime modificando la superficie o la microstruttura della lega durante il processo di produzione. (67)

Queste modifiche sono discusse in dettaglio nella sezione seguente.

4.5– Trattamenti della lega in Ni-Ti

Nonostante i vantaggi forniti dalla superelasticità della lega Ni-Ti, la frattura degli strumenti è, come appena discusso, ancora una preoccupazione clinica. Possibili strategie per aumentare l'efficienza e la sicurezza delle lime rotanti Ni-Ti includono miglioramenti nel processo di produzione o l'uso di nuove leghe che forniscono proprietà meccaniche superiori. Le proprietà meccaniche e il comportamento della lega Ni-Ti variano a seconda della sua composizione chimica e del trattamento termico/meccanico durante la produzione. (48)

1) Le leghe austenitiche in Ni-Ti possono presentare i seguenti trattamenti:

- *Lega Ni-Ti convenzionale*: gli strumenti endodontici Ni-Ti convenzionali contengono circa il 56% in peso di nichel e il 44% in peso di titanio e sono costituiti principalmente dalla fase di austenite e possiedono proprietà superelastiche. Questi strumenti devono essere molati piuttosto che ritorti, come gli strumenti in acciaio inossidabile. Il processo di molatura può portare a difetti sulla superficie degli strumenti in Ni-Ti, che si suppone abbiano effetti negativi sulla resistenza alla frattura, sull'efficienza di taglio e sulla resistenza alla corrosione. (74) (59)
- *Elettrolucidatura superficiale (electropolishing)*: l'elettrolucidatura è un processo di finitura superficiale che consente una rimozione elettrochimica controllata del materiale superficiale che porta a una superficie più liscia con una maggiore brillantezza. Durante la fabbricazione di strumenti endodontici in Ni-Ti, l'EP viene utilizzato per rimuovere le irregolarità della superficie, le cricche e le tensioni residue causate dal precedente processo di rettifica. Questo dovrebbe migliorare la resistenza alla frattura, l'efficienza di taglio e la resistenza alla corrosione. (74) (75)
- *M-wire*: con l'obiettivo di produrre una lega Ni-Ti più flessibile con una maggiore resistenza alla fatica ciclica, Sportswire LLC (Langley, OK, USA) ha sviluppato una nuova procedura

di produzione termomeccanica nel 2007. (74) La nuova lega NiTi sviluppata è stata chiamata M-Wire. Il produttore afferma che un nuovo processo termico viene utilizzato per produrre una lega che fornisce agli strumenti una maggiore flessibilità e una maggiore resistenza alla fatica ciclica rispetto alle lime costruite con la tradizionale lega Ni-Ti. (76) A conferma di ciò, varie tecniche metallurgiche di laboratorio hanno rivelato che M-Wire contiene la fase di austenite con piccole quantità di martensite e fase R a temperatura corporea. (77)

- *Fase R*: nel 2008, poco dopo l'introduzione di M-Wire, SybronEndo (Orange, CA, USA) ha sviluppato un altro processo di fabbricazione per creare un nuovo sistema Ni-Ti rotante chiamato Twisted File (TF). (74) La procedura di fabbricazione del TF include 3 nuovi metodi: trattamento termico in fase R, torsione del filo metallico e uno speciale condizionamento della superficie, aumentando così significativamente la resistenza dello strumento alla fatica ciclica e la flessibilità. (78) L'analisi DSC ha rivelato che la temperatura di finitura dell'austenite degli strumenti in fase R è intorno ai 18-25°C indicando che questi strumenti contengono principalmente austenite superelastica nell'ambiente orale, rendendoli molto simili in termini di flessibilità alla lega M-wire. (79)

2) Le leghe martensitiche Ni-Ti possono presentare i seguenti trattamenti:

- *CM-wire*: Controlled memory (CM) Wire, introdotto nel 2010, è la prima lega endodontica Ni-Ti trattata termomeccanicamente che non possiede proprietà superelastiche né a temperatura ambiente né a temperatura corporea. Gli strumenti CM Wire (Hyflex CM Coltène/Whaledent, Altstätten, Switzerland) hanno una maggiore flessibilità rispetto agli strumenti M-Wire e Ni-Ti convenzionali. La migliore flessibilità è principalmente da attribuire al fatto che lo stress critico per indurre il riorientamento della martensite negli strumenti martensitici è molto inferiore allo stress critico per indurre la trasformazione SIM negli strumenti austenitici. Nonostante la maggiore flessibilità, che si ritiene influisca negativamente sull'efficienza di taglio, gli strumenti CM-wire hanno una maggiore efficienza di taglio nell'azione laterale rispetto agli strumenti Ni-Ti elettrolucidati e convenzionali. (74)
- *Lavorazione a scarica elettrica (Hyflex EDM)*: Coltène/Whaledent ha introdotto Hyflex EDM, che è un altro sistema Ni-Ti rotante prodotto da CM Wire. Hyflex EDM è il primo strumento endodontico che viene prodotto tramite un processo di lavorazione a scarica elettrica (EDM). L'EDM consiste in una rimozione di materiale tramite scariche di corrente

elettrica che fondono e fanno evaporare specifiche porzioni del materiale stesso in modo ben controllato e ripetibile. Secondo il produttore, questo innovativo processo di lavorazione dovrebbe indurire la superficie della lima Ni-Ti, ottenendo una migliore resistenza alla frattura e un'efficienza di taglio. (80)

- *Strumenti trattati termicamente in oro e blu*: nel 2011 Dentsply Tulsa Dental (Tulsa, OK, USA) ha introdotto ProFile Vortex Blue, il primo strumento endodontico dal caratteristico colore blu. Ora sono disponibili due sistemi Ni-Ti trattati termicamente in oro e due in blu. Due di essi sono utilizzati in modo rotatorio (ProFile Vortex Blue; ProTaper Gold, Dentsply Sirona Endodontics) e due in modo alternato (Reciproc Blue, VDW; WaveOne Gold, Dentsply Sirona Endodontics). Per gli strumenti in lega blu è noto che uno strato visibile di ossido di titanio è responsabile del caratteristico colore blu che rimane sulla superficie come risultato del trattamento termico post lavorazione. Per gli strumenti trattati a caldo in oro, uno strato superficiale potrebbe anche essere responsabile del colore distintivo. Tutte le lime Gold e Blue trattate termicamente hanno dimostrato una maggiore flessibilità e resistenza alla fatica rispetto agli strumenti Ni-Ti e M-Wire convenzionali che potrebbe essere attribuito al loro stato martensitico. (74)

3) *Leghe Max Wire*: recentemente, FKG Dentaire ha introdotto un'altra lega Ni-Ti di proprietà trattata termomeccanicamente chiamata MaxWire (Martensite-Austenite-electropolish-fileX), che è la prima lega Ni-Ti endodontica che combina sia l'effetto memoria di forma che la superelasticità nell'applicazione clinica. Mentre questi strumenti sono relativamente diritti nella loro fase M (stato martensitico) a temperatura ambiente, cambiano in una forma curva quando sono esposti alla temperatura intracanalare a causa di una trasformazione di fase in fase A (stato austenitico). Quindi, questi strumenti mostrano un effetto di memoria di forma quando vengono inseriti nel canale radicolare (da fase M a fase A) e possiedono una superelasticità durante la preparazione. Si sostiene che la forma curva permetta una preparazione di morfologie canalari complesse con il potenziale di adattarsi alle irregolarità canalari. (74)

4.6 – Biocompatibilità degli strumenti in Ni-Ti

La biocompatibilità è una misura della reazione dei tessuti biologici quando giungono a contatto con un elemento estraneo.

La valutazione della biocompatibilità di un materiale si realizza mediante una serie di prove che comprendono:

- Test in vitro: comprendono le valutazioni della citotossicità su cellule di linea continua, della lisi della membrana cellulare, della mutagenesi, della cancerogenesi.
- Test in vivo: sono fatti inserendo nell'animale da laboratorio il dispositivo da analizzare per svolgere la propria funzione in condizioni analoghe a quelle previste per l'impiego sull'uomo.
- Prove cliniche: il dispositivo viene infine impiegato sull'uomo.

Le indagini di biocompatibilità devono analizzare molteplici aspetti dell'interazione organismo-biomateriale. Il danno alle cellule ed ai tessuti si manifesta attraverso tre stadi: alterazione biochimica, alterazione funzionale e alterazione morfologica. Quest'ultima è la manifestazione finale del danno cellulare e si manifesta con la distruzione della membrana plasmatica: le cellule quando vengono stimulate da una noxa che determina un danno irreversibile possono andare incontro a morte per necrosi o per apoptosi, a seconda della gravità del danno.

In relazione alla biocompatibilità della lega Ni-Ti, l'alto contenuto di nichel è stato imputato come causa di tossicità cellulare e delle alterazioni dell'attività cellulare nei test in vivo. Nel corpo, gli ioni di nichel possono giocare un ruolo nell'insorgenza di diverse patologie tra cui la reazione allergica e la risposta infiammatoria. Gli ioni di nichel rilasciati possono agire come cofattori o inibitori nei processi enzimatici coinvolti nella sintesi proteica e nella replicazione cellulare, distruggere gli organelli intracellulari, alterare la morfologia cellulare e diminuire il numero di cellule. (81)

Tuttavia, quando si prende in considerazione la possibile citotossicità di un materiale, è necessario tener presente in che modo esso viene utilizzato: uno strumento endodontico entra in contatto con i tessuti del paziente per un lasso di tempo irrisorio, inoltre l'assorbimento gastroenterico del nichel derivante dalla dieta è significativamente maggiore (300-500 µg) rispetto a quello che può derivare dalla presenza di un dispositivo Ni-Ti a diretto contatto con la mucosa orale. (82)

5. UTILIZZO CLINICO DEGLI STRUMENTI NI-TI

5.1 – Design degli strumenti in Ni-Ti

Gli strumenti rotanti in nichel-titanio non corrispondono ai criteri di standardizzazione ISO che sono definiti per gli strumenti in acciaio, e i tentativi di standardizzazione in corso stanno incontrando enormi difficoltà, dovute all'introduzione sul mercato di una grande varietà di strumenti completamente diversi per disegno e dimensioni.

Prima dell'avvento della lega Ni-Ti gli strumenti per la preparazione endodontica erano di norma usati manualmente e usati in acciaio con una conicità standard di .02 secondo la standardizzazione a norma ISO: più precisamente essi aumentavano di diametro di 0,02mm per ogni millimetro, procedendo dalla punta fino al termine della parte attiva, lunga 16mm. L'utilizzazione clinica di tali strumenti comportava, se si volevano ottenere conicità adeguate di preparazione, l'uso scalare degli strumenti per creare una conicità clinicamente valida.

Con l'avvento della lega Ni-Ti, più flessibile e resistente alle sollecitazioni meccaniche, è stato possibile disegnare e utilizzare strumenti a conicità aumentate (.04, .06, .08, .12) in grado di sagomare anche canali curvi senza eccessivi rischi di errori iatrogeni.

In particolare gli strumenti endodontici Ni-Ti, grazie all'impiego di conicità aumentate, permettono di:

- Eliminare precocemente le interferenze coronali;
- Veicolare in sede apicale una maggiore quota di irrigante potenziando così la detersione chimica del canale;
- Ridurre il numero di strumenti necessari per la sagomatura canalare;
- Ottenere una conicità uniforme e predicibile;
- Migliorare l'efficacia di taglio degli strumenti;
- Semplificare le tecniche di otturazione tridimensionale.

Oltre a ciò, il disegno dello strumento riveste un ruolo fondamentale perché caratterizza i differenti file proposti dalle diverse case produttrici e la performance degli stessi.

Ad ogni modo, possiamo distinguere delle caratteristiche morfologiche che accomunano tutti gli strumenti rotanti in Ni-Ti:

- Una parte lavorante con lunghezza variabile da 5 a 16 mm;
- Un gambo, privo di spire, che si continua nella parte lavorante;
- Un attacco tubiforme con l'ingranaggio d'inserimento per il manipolo e degli anelli colorati che indicano il diametro in punta e la conicità;

- Uno stop in gomma/silicone per registrare la lunghezza di lavoro.

La punta degli utensili in nichel-titanio rappresenta la parte più vulnerabile dello strumento. Essa svolge sia la funzione di allargare il canale che quella di guidare il file nel lume canalare.

Le punte dei rotanti, in base alla forma che hanno, vengono classificate in punte taglienti (non lavorate e ad angolo acuto), punte parzialmente taglienti e punte non taglienti (lavorate e a punta arrotondata).

L'angolo che si forma tra l'asse dello strumento e la tangente all'ultima spira dello stesso è detto "angolo di transizione": quanto più aperto risulterà questo angolo, tanto minore sarà la capacità di penetrazione (taglio) dello strumento.

I solchi di scarico sono le scanalature presenti tra le superfici di taglio dello strumento e servono per indirizzare i detriti rimossi verso la porzione più coronale dello strumento.

Una scanalatura più ampia si può ottenere riducendo il taglio trasversale dello strumento: ciò comporta una diminuzione dell'anima residua e un aumento della flessibilità, ma anche della possibilità di frattura per torsione.

Le superfici lavoranti possono essere di taglio a lama (più aggressive e rappresentate da un punto in sezione trasversale) o di taglio a piano.

Le superfici di svincolo sono quelle comprese tra le superfici lavoranti, e la loro forma e il loro numero dipendono dalla tecnica con cui viene prodotto lo strumento.

L'angolo compreso tra l'estremità lavorante di un utensile da taglio e la perpendicolare alla superficie tagliata è detto "*rake angle*". Esso può essere positivo, se l'estremità lavorante della lama è situata dietro al punto di contatto con la dentina; neutro, se l'estremità lavorante è perpendicolare al piano di lavoro; negativo, se l'estremità lavorante è situata davanti al punto di contatto con la dentina.

L'angolo di taglio (*cutting angle*), è un altro fattore estremamente significativo nella determinazione della capacità di taglio di uno strumento. Esso si ottiene misurando l'angolo formato tra il bordo di taglio e il raggio dello strumento, quando esso è tagliato perpendicolarmente alla superficie lavorante.

I solchi di scarico, la conicità, il "rake angle" e l'angolo di taglio possono variare lungo la superficie degli strumenti influenzandone l'azione e la propensione a progredire e a fratturarsi in diversi parti dello stesso strumento. Nel corso degli anni, le caratteristiche del disegno degli strumenti si sono ampiamente modificate, tanto che oggi si può parlare di almeno tre generazioni di strumenti:

1. Prima generazione: è caratterizzata dalla presenza di piani radiali e di una parte centrale di diametro ridotto per una maggiore flessibilità degli strumenti a conicità aumentata. Il limite di questi strumenti (rappresentati soprattutto dai ProFile e dai GT Rotary) risiede nella loro bassa aggressività, dovuta alla presenza dei piani radiali e gli angoli di taglio neutri.
2. Seconda generazione: negli anni si è posta maggiore attenzione alla capacità di taglio per cui sono stati proposti una serie di strumenti con lame e angoli di taglio negativi (Race) o lame e angoli di taglio positivi (Hero). In questi strumenti per aumentare la resistenza torsionale si è aumentata l'anima residua, cioè la parte centrale dello strumento (*core*), anche se ciò ha reso gli strumenti più rigidi, aumentando il rischio di errori iatrogeni nella porzione apicale di canali con curve complesse.
3. Terza generazione: gli strumenti appartenenti alla terza generazione sono caratterizzati in genere da un taglio molto efficiente e sono contraddistinti da soluzioni di disegno innovative, tese a migliorare l'efficacia e alla sicurezza della strumentazione rotante, mantenendo un approccio semplificato alla preparazione, prevedendo l'utilizzo di un numero contenuto (in genere 5-6) di strumenti in Ni-Ti. Agli strumenti di terza generazione appartengono i ProTaper, estremamente efficienti nel taglio ma con un'anima ampia residua, che insieme alle conicità decisamente aumentate, tende a conferire una certa rigidità, soprattutto negli strumenti più grandi con il rischio di trasporto canalare; per ovviare a questo fenomeno si è introdotto il concetto di conicità non uniforme dello strumento: esso risulta cioè più conico nelle porzioni apicali e meno in quelle coronali.

In generale, la tendenza attuale è quella di ottimizzare l'efficienza di taglio, che risulta essere importante per due fattori: minore formazione di fango dentinale e minore tendenza alla frattura per impegno, in quanto anche le parti più ampie degli strumenti tendono meno a bloccarsi all'interno dei canali. Inoltre, in alcuni casi, per aumentare la flessibilità e diminuire l'impegno delle porzioni lavoranti si è ricorso a delle modifiche nel disegno delle spire in senso longitudinale, ampliandolo e variandone l'angolazione, anche nel tentativo di ridurre la tendenza all'avvitamento.

Un ulteriore vantaggio di questi disegni deriva da una migliore detersione dello spazio endodontico, in particolare attraverso la riduzione del fango dentinale prodotto.

Per quanto concerne la pressione richiesta per far avanzare lo strumento, questa varia a seconda della capacità di taglio della lima, ma in generale si dovrebbe essere molto leggeri, evitando di forzare gli strumenti in punta, perché un blocco della stessa in genere comporta sollecitazioni torsionali elevate e rischio di rottura.

In conclusione di questa breve disamina, si può affermare come in realtà non esista ad oggi un disegno ideale, ma diverse vie per raggiungere l'obiettivo: una corretta preparazione del lume endodontico agendo in termini di efficacia, sicurezza e semplicità.

5.2 – *Sistematiche operative*

Schilder è stato il primo endodontista a codificare un protocollo sia per la sagomatura del canale radicolare con strumenti manuali in acciaio con la tecnica "step-back" e l'otturazione.

La tecnica *step-back* comporta un approccio apico-coronale con strumenti dal diametro più piccolo al più grande tutti portati alla lunghezza di lavoro stabilita. Dopo aver raggiunto il diametro di preparazione apicale ritenuto idoneo, si utilizzano strumenti di diametro sempre più grande, ma ad una lunghezza di lavoro sempre più corta, creando una conicità. (83)

Questa tecnica è stata molto impiegata, con alcune variazioni, sino agli anni Novanta, quando, grazie all'apporto di numerosi autori si è finalmente evoluta in una tecnica detta *crown-down*, la quale sovverte molti insegnamenti tecnici di Schilder, pur non stravolgendone i principi fondanti.

La tecnica *crown-down* prevede, infatti, un approccio corono-apicale con strumenti dal diametro più grande al più piccolo, portati fino a quando il canale lo permette, senza quindi voler raggiungere immediatamente la lunghezza di lavoro. Quest'ultima viene raggiunta progressivamente, e il diametro di preparazione apicale viene infine stabilito. (83)

Le tecniche *crown-down* prevedono in genere l'utilizzo degli strumenti senza sviluppare alcuna pressione apicale; pertanto quando diventa impossibile la progressione apicale dello strumento lo si toglie dal canale e si passa al successivo.

Ovviamente non è molto semplice valutare quanto uno strumento debba o possa arrivare in profondità, per cui questa tecnica è soggetta a variazioni individuali in funzione della pressione che l'operatore imprime sullo strumento all'interno del canale. Si avranno pertanto maggiori o minori sollecitazioni in funzione del maggiore o minore impegno dello strumento.

Contemporaneamente a Schilder, Riitano con la messa a punto della *tecnica tre tempi* aveva descritto ampiamente i vantaggi di un approccio alla sagomatura dello spazio endodontico dalla parte coronale verso quella apicale, dividendo il trattamento canalare in tre diverse zone operative e tre diversi tempi: il primo tempo, in cui veniva eseguita la cavità d'accesso; il secondo tempo, che prevede l'eliminazione delle interferenze coronali della parte media del dente, senza interagire con l'apice; il terzo tempo, nel quale veniva presa la lunghezza di lavoro e definita la preparazione

finale del canale principale, fino al cosiddetto limite apicale.

Tale tecnica prevedeva l'utilizzo di strumenti manuali in acciaio per la sagomatura solo dopo aver realizzato un'estesa cavità d'accesso, prima a livello del terzo coronale della radice, poi a livello del terzo medio e quindi a livello del terzo apicale.

Questo processo di ampliamento precoce dell'endodonto aveva l'obiettivo di far giungere più facilmente sia gli irriganti sia gli strumenti che, in un canale coronalmente più ampio, avrebbero mantenuto più facilmente la corretta morfologia del comparto endodontico nella zona del forame apicale. Una peculiarità non irrilevante della tecnica era quella nata dalla considerazione che la patologia pulpare procede normalmente in senso coronale e, per conseguenza, anche gli eventuali impedimenti di origine infiammatoria presenti a livello del canale radicolare sarebbero stati maggiori a livello del terzo coronale e medio.

Negli ultimi anni, l'endodonzia è stata caratterizzata da un continuo sviluppo tecnologico, che però, ha cambiato solo apparentemente le regole del gioco, perché sia l'anatomia endodontica che gli obiettivi per raggiungere il successo endodontico sono gli stessi di sempre. La tecnologia ha indubbiamente influenzato l'efficacia e l'efficienza della terapia endodontica, riducendo i tempi operativi e migliorando la prevedibilità dei trattamenti eseguiti dai dentisti generici. Tuttavia, gli assiomi della sagomatura endodontica rimangono invariati e sono tuttora validi.

Per sganciarsi da questa ampia offerta legata alla merce, è necessario essere chiari su un protocollo clinico ben definito, che attraverso la conoscenza, lo sviluppo delle competenze e l'esperienza può essere flessibile, ma comunque fondamentale per lo scopo di ridurre i rischi di fallimento endodontico.

L'uso di un protocollo può anche permettere l'uso di strumenti endodontici di diversi produttori, sviluppando potenzialmente una tecnica ibrida con l'obiettivo di migliorare le prestazioni endodontiche indipendentemente dalle raccomandazioni delle aziende dentistiche.

Infatti, è spesso preferibile, e persino una garanzia di risultati migliori, integrare diversi sistemi di strumentazione endodontica, piuttosto che utilizzare un solo sistema in modo rigido.(83)

5.3 – Rotazione continua

L'introduzione degli strumenti Ni-Ti ha reso il processo di preparazione meccanica del canale radicolare più prevedibile in ambito clinico, con una significativa riduzione del tempo di lavoro e un minore stress per il professionista. Il movimento rotatorio centrico, introdotto alla fine degli anni

'80, è ancora impiegato dalla maggior parte dei sistemi di preparazione meccanica presenti oggi sul mercato. Viene eseguito da motori elettrici e contrangoli di riduzione che guidano le lime Ni-Ti in piena rotazione (360°) all'interno del canale radicolare. (48)

Infatti, per poter sfruttare al massimo le proprietà supereleastiche della lega si deve fornire una certa sollecitazione e mantenerla possibilmente costante.

Questo non si può verificare clinicamente l'uso manuale, ma solo con la rotazione assistita, attraverso motori che siano in grado di controllare la velocità di rotazione, secondo le indicazioni delle diverse case produttrici.

Le caratteristiche generali che devono possedere i motori ad uso endodontico sono il mantenimento di un basso regime di giri (250-300 giri/minuto) ma soprattutto il mantenimento costante della velocità.

Anche il controllo del torque (cioè la forza sviluppata durante la rotazione) è stato ideato come un sistema di sicurezza per minimizzare il rischio di fratture dello strumento.

Quando si utilizza un motore ad alto torque, lo strumento è molto attivo e l'incidenza del bloccaggio dello strumento e della conseguente deformazione e separazione tende ad aumentare.

Recentemente sono stati introdotti motori che fissano valori di torque a livelli minimi (inferiori a 1 Ncm). Questi motori a basso torque dovrebbero consentire agli operatori di impostare il torque a un livello al di sotto del quale stimano la frattura intraoperatoria. I motori di controllo a basso torque invertiranno la rotazione dello strumento quando lo strumento è soggetto a livelli di sollecitazione pari al valore di torque preimpostato. Di conseguenza, sarà impedita la separazione degli strumenti.(84)

Idealmente le case produttrici dovrebbero indicare a seconda di dimensioni, sezione e conicità di ogni singolo strumento, il giusto torque o range di torque che garantisca la massima efficacia di taglio con il rischio minimo di frattura.

In effetti, la forza per la progressione apicale dello strumento durante le fasi di sagomatura dovrebbe essere fornita dal motore endodontico (con velocità e torque adeguati) e l'operatore dovrebbe limitarsi ad un uso "passivo", anche se sovente si tende un poco a spingere apicalmente lo strumento per facilitarne la strumentazione, specialmente per quelle lime meno efficaci nel taglio laterale e/o in punta.

Va comunque sottolineato che il giusto compromesso fra efficacia e sicurezza non è una determinazione semplice, specialmente laddove le variabili anatomiche siano molto complesse e differenti, potendo difficilmente individuare un valore di torque per ogni dato strumento che risulti idoneo a tutti i casi clinici.

Ne deriva che i valori preimpostati rappresentano soltanto delle indicazioni di massima e che in genere è il singolo operatore che, nella ricerca dei giusti valori del torque, deve modificare tali impostazioni, basandosi su criteri empirici derivanti dalla propria esperienza clinica e non da dati scientifici.

Fanno parte degli strumenti a rotazione continua anche i tre strumenti che vengono analizzati in questo lavoro di tesi e cioè i ProTaper Gold, i ProTaper Ultimate e gli Zarc.

ProTaper Gold

I Protaper Gold (Dentsply Sirona Italia) sono dei prodotti innovativi perché, da una parte mantengono l'idea dell'utilizzo in sequenza della strumentazione rotante (come i precedenti ProTaper Universal) e dall'altra presentano un vero cambiamento, che è rappresentata dal termociclaggio eseguito sulla lega in NiTi durante la fase di produzione.

Il trattamento GOLD, che subiscono questi strumenti, conferisce alla lega delle ottime caratteristiche strutturali, che si traducono in una maggiore resistenza, maggiore flessibilità e maggiore capacità di taglio rispetto agli strumenti costituiti da altre leghe.

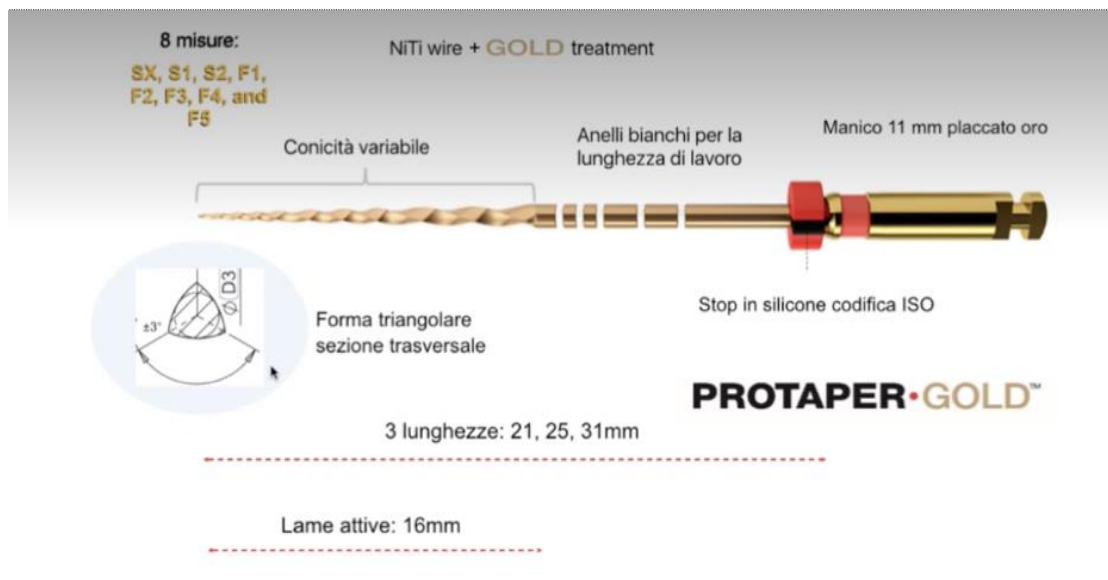


Figura 2: La forma sezionale è triangolare, con 3 lame taglienti con angoli convessi e senza scanalature.

Sono presenti tre lunghezze (21, 25, 31mm) e le lame attive sono presenti fino a 16 mm.

La sequenza operativa dei ProTaper Gold prevede l'utilizzo consecutivo dei diversi strumenti che compongono tutta la serie:

SX: Calibro 0.19 mm e Conicità 4.5%



S1: Calibro 0.18 mm e Conicità 2%



S2: Calibro 0.20 mm e Conicità 4%



F1: Calibro 0.20 mm e Conicità 7%



F2: Calibro 0.25 mm e Conicità 8%



F3: Calibro 0.30 mm e Conicità 9%



F4: Calibro 0.40 mm e Conicità 6%



F5: Calibro 0.50 mm e Conicità 5%



Si inizia con l'utilizzo dello Shaping File N.1 (S1) (strumento che in punta ha un diametro di 0.17 mm), che ha lo scopo di preparare il terzo coronale del canale radicolare, seguito dallo Shaping File

N.2 (S2) (strumento che in punta ha un diametro di 0.20 mm), che ha lo scopo di preparare il terzo medio.

Ogni Shaping File è provvisto di punte parzialmente attive ed ha una morfologia con diametri progressivamente crescenti, sino ad una misura di 1.2 mm. In ognuno di essi sono presenti 14 mm di lame taglienti.

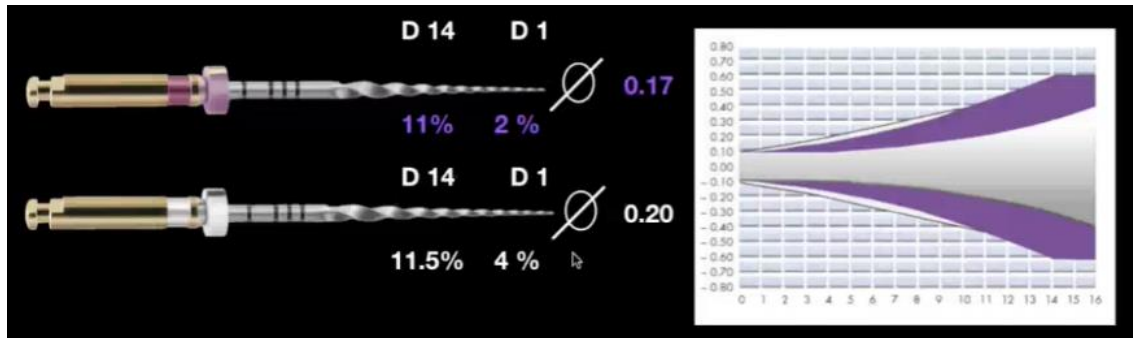


Figura 3: pur preparando in modo ottimale i 2/3 più coronali di un canale, gli strumenti endodontici ProTaper Gold allargano anche, in modo progressivo, il terzo apicale.

Dopo la fase di “Shaping”, inizia la fase di sagomatura del canale radicolare attraverso l’utilizzo dei successivi strumenti.

Abbiamo 5 strumenti (F1, F2, F3, F4, F5) a conicità crescenti.

Di questi strumenti, gli ultimi due (F4, F5), entreranno nel protocollo operativo solo in particolari situazioni, in quanto li andremo ad utilizzare solamente nel caso ci trovassimo di fronte a dei canali radicolari particolarmente grandi.

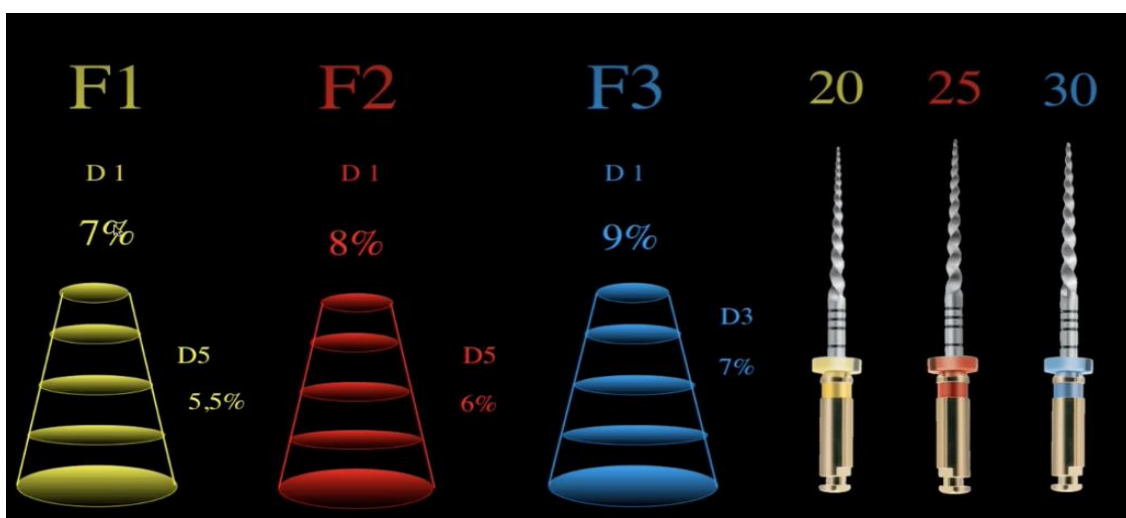


Figura 4: rappresentazione delle conicità crescenti degli strumenti F1, F2, F3.

ProTaper Ultimate

ProTaper Ultimate è un ulteriore perfezionamento di ProTaper Universal e ProTaper Gold.

Mantenendo la stessa filosofia e una tecnica simile rispetto alle precedenti generazioni di ProTaper, vi aggiunge grandi vantaggi operativi come una maggiore flessibilità, una maggiore resistenza alla fatica ciclica e una migliore semplicità di lavoro.

Il sistema di lime rotative ProTaper Ultimate è composto da uno Slider, uno Shaper e dei Finishers (F1-F3, FX, FXL).

Lo slider è utilizzato per creare un percorso riproducibile fino alla terminazione apicale/canalare e apre la strada allo Shaper. Lo Shaper migliora l'efficienza del taglio e il trasporto dei detriti nei due terzi coronali, fornendo un accesso facile e sicuro al terzo apicale da parte del rifinitore. Il Finisher infine crea il ProTaper Ultimate Deep Shape (maggiore conicità apicale). Tutte le lime lavorano alla stessa velocità raccomandata del motore di 400 rpm, e alla stessa gamma di coppia di 4 - 5,2 Ncm. Per mantenere la filosofia ProTaper originale del Deep Shape, le lime Finisher hanno una dimensione di preparazione apicale con una conicità di almeno il 7% (F1: 7%, F2: 8%, F3: 9%). Su tutte le lime è stata applicata una specifica geometria di sezione a parallelogramma con angoli acuti variabili a diverse lunghezze dello strumento. Questo ha permesso di regolare specificamente l'efficienza di taglio di ogni parte della lima a seconda del carico di lavoro previsto in certe aree durante l'operazione. Inoltre, questo influenza positivamente la flessibilità e la resistenza allo svolgimento delle lime.

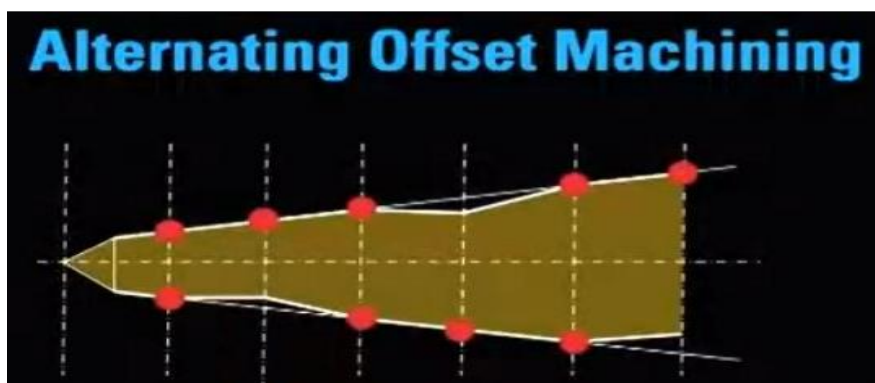


Figura 5: sezione trasversale a parallelogramma delle lime ProTaper Ultimate. Angoli acuti variabili sono applicati a diverse lunghezze della lima. La geometria decentrata in alcune parti della lima è stata ottenuta con una lavorazione alternata di offset.

La sequenza operativa dei ProTaper Ultimate prevede l'utilizzo consecutivo dei diversi strumenti che compongono tutta la serie:

SX: modificatore di orifizio (accessorio), calibro 0,20mm e conicità 3%



Slider: calibro 0,16mm e conicità 2%



Shaper: calibro 0,20mm e conicità 4%



F1: calibro 0,20mm e conicità 7%



F2: calibro 0,25 e conicità 8%



F3: calibro 0,30mm e conicità 9%



FX: calibro 0,35mm e conicità 12%



FXL: calibro 0,50mm e conicità 10%



La lima Slider è fatta di Ni-Ti che ha ricevuto un trattamento pretermico durante la produzione del file (tecnologia M-wire). Questo permette una certa rigidità della lima per essere in grado di assicurare il percorso del canale e per essere in grado di rimuovere la dentina di restrizione e altre calcificazioni senza la necessità sistematica di un K-File.

Lo Shaper e i Finishers F1-F3 hanno ricevuto un cosiddetto "Gold heat-treatment" e i Finishers ausiliari FX e FXL hanno ricevuto un cosiddetto "Blue heat-treatment".

Sulla base di una serie di nuove caratteristiche geometriche dello strumento e dell'applicazione di diversi trattamenti termici, ProTaper Ultimate mostra una maggiore flessibilità e una maggiore resistenza alla fatica ciclica rispetto a ProTaper Gold e ad altre lime simili presenti sul mercato. Rispetto a ProTaper Gold, ProTaper Ultimate F1 ha mostrato una flessibilità superiore del 13% e una resistenza alla fatica ciclica superiore del 75% e ProTaper Ultimate F2 ha mostrato una flessibilità superiore del 30% e una resistenza alla fatica ciclica superiore del 30%.

Forzando diversi strumenti in canali a forma di "S", ProTaper Ultimate™ è stato in grado di trattare un numero significativamente maggiore di canali radicolari prima di mostrare segni di usura e ha mostrato la preparazione canalare più veloce rispetto ad altre lime già presenti sul mercato.

La resistenza alla fatica delle lime ProTaper Ultimate™ è stata anche testata utilizzando un set-up in acciaio inossidabile temperato che simula un canale con un angolo di 90° e un raggio di curvatura di 3 mm. Tutte mostrano un'elevata resistenza alla fatica, con un'aspettativa di vita dal 30% al 550% superiore alle altre lime comparabili sul mercato.

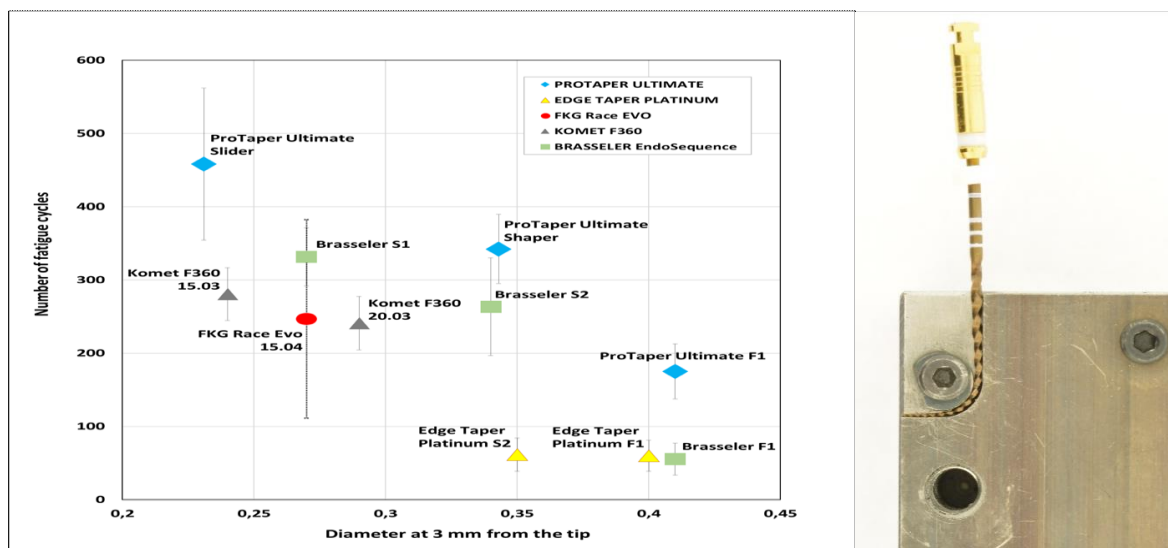


Figura 6: resistenza alla fatica delle lime ProTaper Ultimate e delle lime della concorrenza in un angolo di 90° (raggio di curvatura di 3 mm) (sinistra) e immagine del set-up per le prove di fatica (destra).

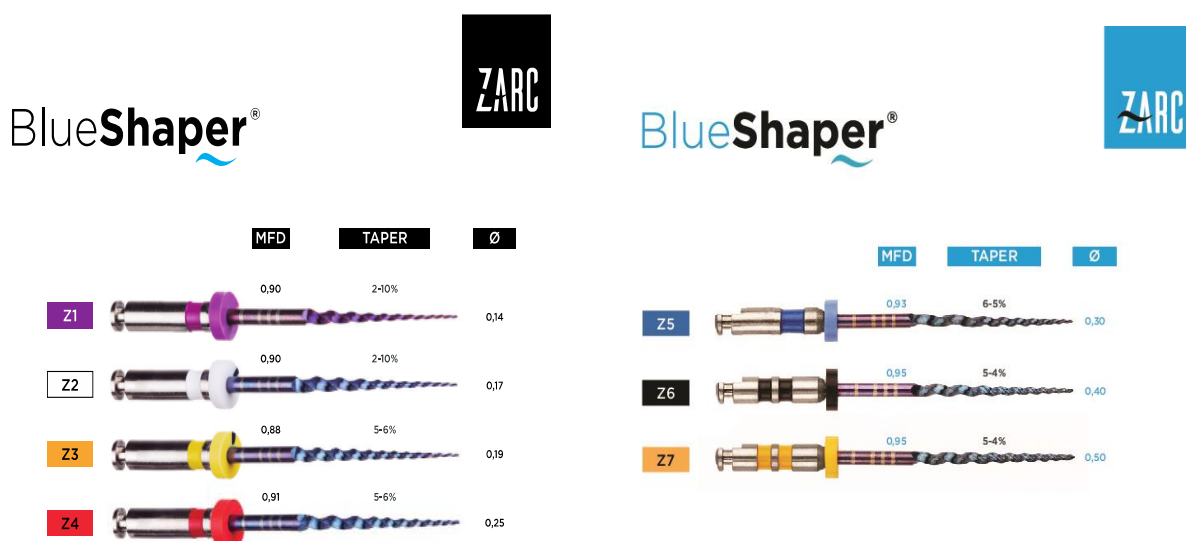
Zarc

Gli strumenti BlueShaper (Zarc4Endo) rappresentano il primo sistema al mondo di strumentazione Ni-Ti con due leghe, la rosa e la blu. La lega rosa, presente in Z1 e Z-Glider, le conferisce una resistenza torsionale sufficiente per avanzare in qualsiasi canale, anche in canali stretti o calcificati; inoltre tale lega non presenta la proprietà della memoria di forma, ed è possibile perciò piegare lo strumento prima del suo utilizzo in modo da ottenere una maggiore accessibilità ai canali difficilmente individuabili, come il canale mesiobuccale del primo molare superiore. La lega blu, presente nel resto degli strumenti, aumenta la resistenza alla fatica ciclica per rispettare l'anatomia iniziale nei canali con forte curvatura. A causa di questo processo termico, i file BlueShaper possono apparire leggermente curvi, ma ciò non rappresenta un difetto di fabbricazione. Il file può essere facilmente raddrizzato usando solo le dita, anche se non è necessario raddrizzare il file prima dell'uso. Una volta all'interno del canale, il file BlueShaper seguirà l'anatomia del canale.

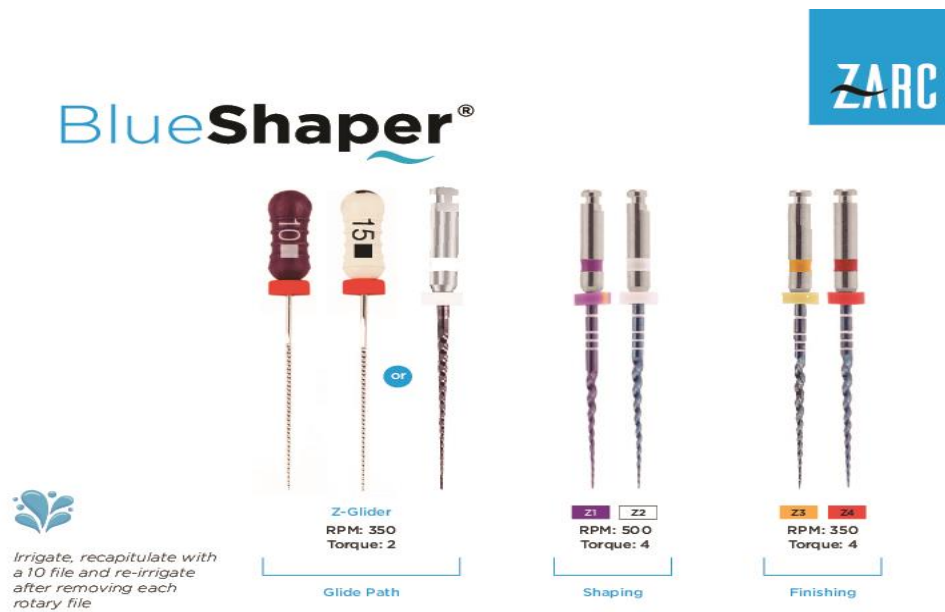
I Shaping Files (Z1, Z2 e ZX) si utilizzano con un'azione di spazzolatura per creare un accesso radicolare in linea retta, mentre i Finishing Files (Z3, Z4, Z5, Z6 e Z7) si utilizzano senza alcuna azione di spazzolatura.

Le impostazioni del motore consigliate sono: per Z1, Z2, ZX la velocità consigliata è 500rpm, Torque 4 Ncm; per Z3-Z4-Z5-Z6-Z7 la velocità 350 rpm e Torque 4 Ncm.

La sequenza operativa dei BlueShaper prevede l'utilizzo consecutivo dei diversi strumenti che compongono tutta la serie:



Qui di seguito invece è mostrata una possibile sequenza tipo:



Per gli strumenti di sagomatura canale si consiglia di non superare il seguente numero massimo di utilizzi:

Tipo di canale	Strumenti in acciaio con diametro ≤ISO 015	Strumenti in acciaio con diametro >ISO 015	Strumenti NiTi
Canali estremamente curvi (>30°) o canali con forma a S	1 canale max	2 canali max	2 canali max
Canali moderatamente curvi (10° to 30°)	1 canale max	4 canali max	4 canali max
Canali leggermente curvi (<10°) o canali dritti	1 canale max	8 canali max	8 canali max

6. TOMOGRAFIA MICROCOMPUTERIZZATA

L'anatomia dell'endodonto risulta essere caratterizzata da una geometria particolarmente complessa, della quale bisogna valutarne la tridimensionalità.

Più nello specifico, la morfologia dell'apparato endodontico va determinata tenendo in considerazione, non solo nella sua estensione apico-coronale e mesio-distale, ma anche quella vestibolo-linguale e vestibolo-palatale.

Pertanto, l'immagine radiografica bidimensionale, che possiamo ottenere da un esame semplice come una radiografia endorale, costituisce sicuramente una rappresentazione eccessivamente esemplificativa, limitante e fuorviante della realtà anatomica che vogliamo studiare.

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

Oggi la tomografia computerizzata (TC) può consentirci di eseguire indagini in qualsiasi parte del corpo, dal cranio, al torace fino all'addome, riuscendo anche a fornire uno studio dettagliato di scheletro, tessuti molli, parenchimi e vasi sanguigni, tutti nello stesso momento.

In aggiunta la TC ha il vantaggio di essere una tecnica riproducibile, non invasiva e non distruttiva.

Diversi studi suggeriscono che la CBCT sia accurata quanto la micro-CT nella valutazione di diverse caratteristiche morfologiche dei denti permanenti umani estratti, tuttavia ci sono alcune eccezioni relative agli aspetti morfologici più dettagliati.

In radiologia la tomografia computerizzata (TC) è una metodica diagnostica per immagini, che sfrutta radiazioni ionizzanti (Raggi X) e consente di riprodurre sezioni corporee del paziente, elaborandole, tramite un computer, in immagini tridimensionali.

La microCT è una forma miniaturizzata della tomografia computerizzata, utilizzata per creare mappe tridimensionali di piccoli campioni, con una risoluzione dell'ordine dei 10 micron; questo sistema risulta essere non invasivo e non distruttivo, molto utile per lo studio dei tessuti duri e inoltre è in grado di fornire informazioni anche sulla struttura e la concentrazione delle componenti mineralizzate.

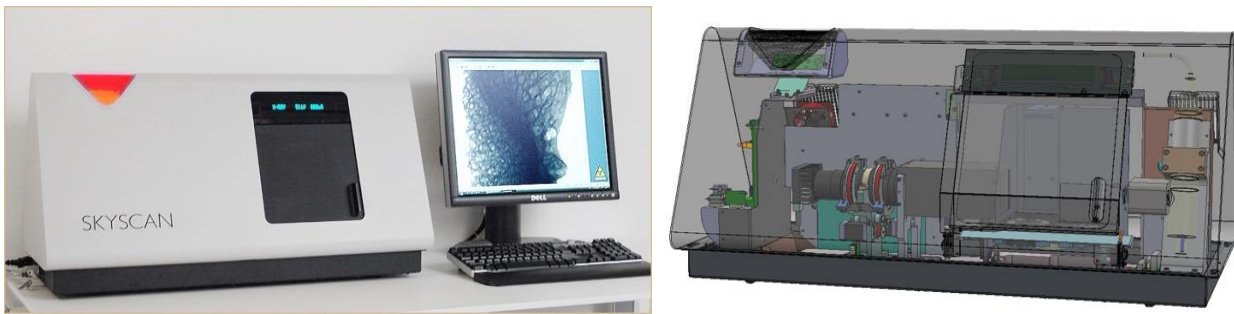


Figura 7: microtomografia BrukerSkyscan1174: a) sorgente di raggi X con micro focus; b) alloggiamento del campione; c) camera CCD.

Viene utilizzata anche nel campo dei materiali dentali, in particolare per lo studio dei compositi, per i quali è molto importante ottenere le immagini riguardanti l'eventuale formazione di fratture attraverso una metodica non distruttiva.

Tramite la scansione con raggi X e l'elaborazione del computer, è possibile ottenere la ricostruzione tridimensionale della microstruttura interna dei nostri campioni.

L'immagine, che si ottiene a seguito dell'esposizione ai raggi X, viene ricostruita dall'insieme di superfici di sezioni piane, acquisite ed elaborate durante la scansione del campione e che possono anche fornire informazioni di tipo morfologico e densitometrico.

L'attenuazione di un fascio di raggi X che attraversa un corpo, varia in modo proporzionale alla densità elettronica dei tessuti attraversati, cioè alla distribuzione spaziale degli elettroni nello strato corporeo in esame.

L'unità di misura della densità elettronica è l'UH (Unità di Hounsfield), la cui scala conta 2000 diverse tonalità di grigio, dal nero al bianco.

La scala Hounsfield può essere applicata alle scansioni realizzate tramite tomografia computerizzata tradizionale, ma non alle scansioni cone beam computed tomography (CBCT).

Poiché le immagini prodotte sono di tipo digitale, il corpo studiato viene suddiviso in una serie discreta di volume (Voxel), ai quali corrisponde un elemento unico d'immagine (Pixel) seguendo la scala dei grigi. Le dimensioni di una singola immagine sono normalmente di 512x512 pixel, per una profondità di 16 bit/pixel.

Quanto più è piccolo il volume rappresentato da un singolo pixel, tanto maggiore è la risoluzione spaziale.

Quando noi consideriamo un'immagine Rx, essa non è altro che un'immagine ombra bidimensionale che corrisponde alla proiezione di un oggetto tridimensionale; ogni punto

dell'immagine ombra contiene l'integrazione dell'informazione dell'oggetto tridimensionale nella zona corrispondente al fascio Rx.

A seguito della rotazione dell'oggetto, in ogni sua nuova posizione, si aggiungeranno all'area di ricostruzione, le linee delle possibili posizioni dell'oggetto. Dopo varie rotazioni siamo in grado di localizzare la posizione del punto di assorbimento all'interno dell'area di ricostruzione e, aumentando il numero di proiezioni ombra da diversi punti di vista, questa localizzazione diverrà sempre più definita.

Nelle ricostruzioni con un numero infinito di proiezioni, si può ottenere un'immagine con una buona definizione della zona di assorbimento all'interno dell'oggetto; allo stesso tempo una zona sfocata accompagnerà l'immagine del puntatore, perché in questo punto le linee, provenienti da tutte le direzioni, si sovrappongono.

Sapendo questo, siamo in grado di pre-correggere le informazioni iniziali in righe di assorbimento per rendere l'immagine più corrispondente all'oggetto reale.

Alla base del funzionamento della micro-CT c'è lo sviluppo di rilevatori digitali che consentono, a differenza delle tradizionali lastre fotografiche, di ottenere le immagini sotto forma di insiemi di numeri. Questo permette di memorizzare facilmente i dati, di trasferirli da un computer ad un altro e soprattutto di elaborarli tramite i complessi algoritmi di ricostruzione.

Due sono le geometrie per effettuare un'indagine di tomografia e diversificare gli algoritmi di ricostruzione a seconda della forma del fascio incidente di raggi X:

- geometria fan-beam
- geometria cone-beam

Nella prima, il fascio di raggi X è collimato in modo da ottenere un fascio a ventaglio.

Durante l'indagine tomografica, per ogni angolo di rotazione, vengono acquisite le proiezioni del campione, strato per strato, e i rilevatori impiegati sono di tipo lineare.

Nella geometria cone-beam, il fascio di raggi X presenta una forma di un cono; in questo caso, per ogni angolo di rotazione, si acquisisce la radiografia dell'intero oggetto in esame grazie all'uso di grandi rilevatori bidimensionali. I raggi, dopo aver attraversato l'oggetto, vengono raccolti da un rilevatore. (Figura).

Vengono eseguite proiezioni bidimensionali in serie, di solito ad un incremento angolare fisso.

Dalla totalità delle proiezioni raccolte, vengono ricostruite le "slices" tomografiche, ovvero le immagini della struttura interna dell'oggetto in piani paralleli alla direzione di propagazione dei raggi X.

L'impilamento delle slices tomografiche consente la ricostruzione 3D del campione in esame.

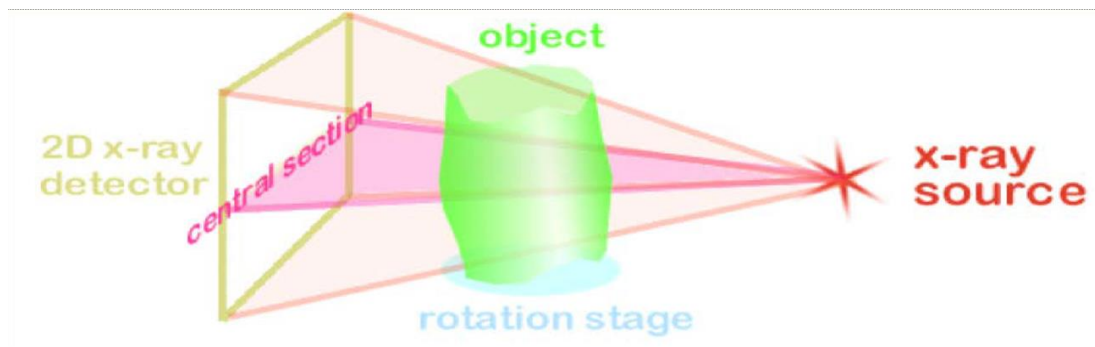


Figura 8: rappresentazione della acquisizione dell'immagine radiografica.

La micro-CT è simile alla tomografia computerizzata convenzionale di solito impiegata nella diagnosi medica e nella ricerca applicata industriale.

Tuttavia, a differenza di questi sistemi, che generalmente hanno una risoluzione spaziale massima di circa 0,5 mm, la micro-CT è in grado di raggiungere una risoluzione spaziale fino a 0,3 μm , ovvero circa tre ordini di grandezza più alti.

Il principio su cui si basa la formazione dell'immagine può essere dovuto all'assorbimento dei fotoni da parte del campione oppure al contrasto di fase nel passaggio di questi attraverso i diversi tessuti. Nell'imaging a raggi X convenzionale, la formazione dell'immagine si basa sulle differenze nell'assorbimento dei raggi X da parte dei diversi tessuti, ovvero le strutture dense come le ossa assorbono più dei tessuti molli; pertanto la micro-CT si basa sulla mappatura del coefficiente di attenuazione lineare dei raggi X che attraversano il campione esaminato e l'attenuazione dipende dalla composizione e densità dell'oggetto.

Grazie alla capacità di penetrazione dei raggi X, la micro-CT consente l'acquisizione non distruttiva di informazioni fondamentali sul restauro dentale, indipendentemente dalla forma o dalle dimensioni del campione, analizzando il comportamento del materiale in una data configurazione geometrica, come la cavità dentale. Le immagini 3D di micro-CT ad alta risoluzione spaziale, rendono possibile la visualizzazione anche di piccoli dettagli della struttura.

PROTOCOLLO SPERIMENTALE

In questo capitolo verrà trattata la parte sperimentale di questo studio pilota che ha come obiettivo quello di valutare qualitativamente la capacità di sagomatura, a livello della dentina pericervicale (DPC), di tre differenti sistematiche, mediante micro-CT.

Comprendere il comportamento di diversi strumenti rotanti è di fondamentale importanza al fine di facilitare il clinico durante le fasi operative e garantire una prognosi positiva e durata a lungo termine del trattamento endodontico.

Questo capitolo è articolato in Materiali e Metodi, Risultati, Discussione a cui seguiranno le Conclusioni che possiamo trarre da questo studio sperimentale.

7. OBIETTIVO

Lo scopo del presente lavoro è stato quello di analizzare il volume della dentina pericervicale dopo sagomatura con tre diverse sistematiche di strumentazione meccanica che sfruttano il movimento di rotazione continua (ProTaper Gold, ProTaper Ultimate, Zarc) tramite l'analisi di micro-CT.

La capacità di sagomatura di questi strumenti è stata valutata esaminando l'incremento di volume canalare nella sua porzione coronale, mediante l'utilizzo della micro-CT, in elementi dentari pluriradiccati, dopo il trattamento con i suddetti strumenti rotanti.

8. MATERIALI E METODI

8.1- Selezione dei campioni

Quindici molari mandibolari umani sono stati selezionati da un pool di denti estratti per ragioni parodontali o ortodontiche, secondo i seguenti criteri anatomici di inclusione: assenza di carie, due radici separate con due canali mesiali e uno distale con apice formato, angolazione delle radici tra 10°-30°. I denti con canali confluenti, istmi accentuati e significative calcificazioni sono stati esclusi.

Una volta raccolti i campioni, tutti depositi di tartaro e il tessuto connettivo rimanente sono stati rimossi mediante scaling (strumentazione manuale e ad ultrasuoni) e tutti i denti sono stati conservati prima e dopo la preparazione in una soluzione di Cloramina (NH₂Cl) allo 0.5% w/w a temperatura ambiente, cambiandola ogni due settimane.

Successivamente, i denti sono stati scansionati individualmente tramite micro-CT prima della preparazione canalare per ottenere il profilo generale dell'anatomia del canale radicolare e per l'identificazione dei parametri per la selezione dei campioni. La scansione individuale dei campioni è stata eseguita con il dispositivo Bruker-SkyScan 1174 (Skyscan, Kartuizersweg, Kontich, Anversa, Belgio), installato presso i Laboratori del Centro di Ricerca e Servizio di Microscopia delle Nanostrutture (CISMiN) dell'Università Politecnica delle Marche.

La sorgente di raggi X è stata impostata con un voltaggio di 50 kV e 800 µA di corrente; di fronte alla sorgente è stato applicato un filtro in alluminio da 1 mm. Il filtro assorbe raggi X al di sotto di un certo livello di energia, aumentando così l'energia media del fascio di raggi X. Di conseguenza l'applicazione di un filtro spesso è utile al fine di aumentare la trasmissione attraverso il campione e ridurre gli artefatti causati dall'indurimento del fascio.

I campioni sono stati scansionati utilizzando una dimensione di pixel (*pixel size*) di 9,5 µm, con step angolari di 0.4° su 180° di rotazione del campione, con un tempo di esposizione (*acquisition time*) di 10s per proiezione, e con un tempo di scansione di 5h.

Per ricostruire le immagini di sezioni trasversali, a partire da immagini di proiezione tomografiche è stato utilizzato il software NRecon (versione 1.6.10.2, Skyscan, Kontich).

Sono stati impostati i seguenti parametri di settaggio:

- *Misalignment correction*: valore variabile in base al campione, necessario per trovare la giusta corrispondenza tra il centro di rotazione e il centro dell'oggetto, quindi per compensare il possibile disallineamento durante l'acquisizione. Una compensazione errata

dell'allineamento potrebbe causare artefatti come la sfocatura nell'immagine ricostruita.

Questo parametro è stato fissato a 11.00 nel nostro studio.

- *Smoothing*: viene applicato alla proiezione per la resa uniforme del profilo. Questo parametro è stato fissato a 3.0 nel nostro studio.
- *Beam-hardening correction*: correzione per compensare l'effetto di indurimento del fascio mediante trasformazione lineare nel software. La profondità della correzione (0, 1, ..., 100) può essere selezionata in base alla densità dell'oggetto. Questo parametro è stato fissato al 35% con un range di 0.00-0.23 nel nostro studio.
- *Ring Artifact Reduction*: valore che permette una riduzione degli artefatti ad anello. Questo parametro è stato fissato a 7.0 nel nostro studio.

In seguito la sequenza delle sezioni di ciascun campione sono state importate nel software di analisi tridimensionale (3D) VGStudio MAX (Software CT-Analyzer Volume Graphics GmbH versione 1.2.1; Heidelberg, Germany, 2005) per effettuare l'analisi delle immagini e per la valutazione della conformazione anatomica dei canali radicolari prima della strumentazione. Lo strumento di analisi dei difetti, denominato Defect Analysis Tool, è progettato per elaborare set di dati voxel per difetti interni e non di superficie; cioè, l'algoritmo di rilevamento dei difetti elaborerà un intero set di dati per le aree scure chiuse all'interno di materiali densi.

Le misurazioni 3D (volume del canale) sono state calcolate basandosi su un modello volumetrico del canale radicolare che si estende da 2mm sopra il pavimento della camera pulpare a 2mm sotto al pavimento della camera pulpare, per un totale di 4mm per la valutazione della dentina pericervicale (PCD).

Inoltre sono stati selezionati i campioni con simile valore del volume della area della regione di interesse ($3,14 \times 10^2 \text{ mm}^3 \pm 0,5$), ottenuto dalla scansione con micro-CT.

Dunque, sono stati suddivisi in 3 gruppi (Gruppo 1, Gruppo 2 e Gruppo 3), in base alla sistematica di sagomatura del canale:

- Gruppo 1: preparazione del canale mediante ProTaper Gold (Dentsply, Sirona)
- Gruppo 2: preparazione del canale mediante ProTaper Ultimate (Dentsply, Sirona)
- Gruppo 3: preparazione del canale mediante BlueShaper (Zarc)

8.2- Preparazione del canale radicolare

I canali sono stati esplorati e la percorribilità è stata confermata con un K-file 10(Dentsply Sirona) fino alla fuoriscita dello strumento dall'apice. La lunghezza di lavoro è stata stabilita a 1mm coronale dal forame apicale.

Il Glide Path è stato ottenuto fino all'utilizzo di un K-file 15 (DentSply Sirona).

Il canale è stato poi sottoposto ad irrigazione con soluzione a base di ipoclorito di sodio al 2.5% + EDTA 17% durante tutta la procedura di preparazione, tramite l'utilizzo di un ago NaviTip 30 G (Ultradent) collegato ad una siringa di plastica monouso posizionata a 2 mm dalla Lunghezza di Lavoro, applicando movimenti fluidi avanti-indietro.

Per il Gruppo 1, la sequenza operativa che è stata eseguita con gli strumenti ProTaper Gold è stata la seguente:

- La sagomatura di tutti i canali è iniziata col file SX, seguito poi da S1, S2, F1, F2 ed F3

Per il Gruppo 2, la sequenza operativa che è stata eseguita con gli strumenti ProTaper Ultimate è stata la seguente:

- La sagomatura di tutti i canali è iniziata col file Slider, seguito poi dallo strumento Shaper, F1, F2, F3

Per il Gruppo 3, la sequenza operativa che è stata eseguita con gli strumenti BlueShaper (Zarc) è stata la seguente:

- La sagomatura di tutti i canali è stata iniziata col file Z-Glider, seguito poi da Z1, Z2, Z3, Z4

Una volta terminato il trattamento endodontico, i campioni sono stati rivalutati alla micro-CT con gli stessi settaggi e parametri menzionati anteriormente. Una volta ottenute le immagini, sono state sovrapposti e poi valutati i risultati del pre e post trattamento.

9. RISULTATI

Dei tre gruppi di elementi dentali che sono stati analizzati in questo lavoro di tesi, è stato preso in esame un singolo dente per gruppo per quanto riguarda le immagini riportate di seguito.

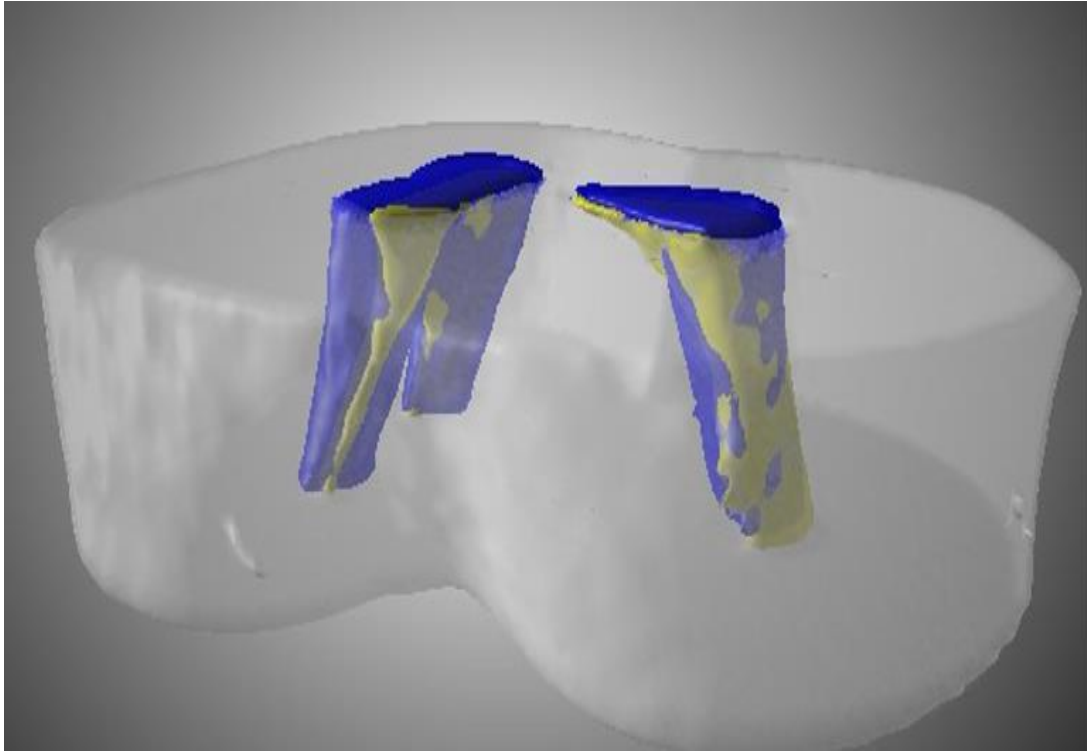


FIGURA 9: ricostruzione 3D dell'anatomia canalare, con particolare focus sulla dentina pericervicale, rappresentativa per il Gruppo 1.

Grazie alla ricostruzione computerizzata possiamo valutare le zone canalari che sono state sagomate dallo strumento ProTaperGold e riusciamo a focalizzare visivamente quanto lo strumento in questione abbia lavorato. In *giallo* sono evidenziate le zone *pre-sagomatura*, mentre in *blu* le zone *post-sagomatura*.

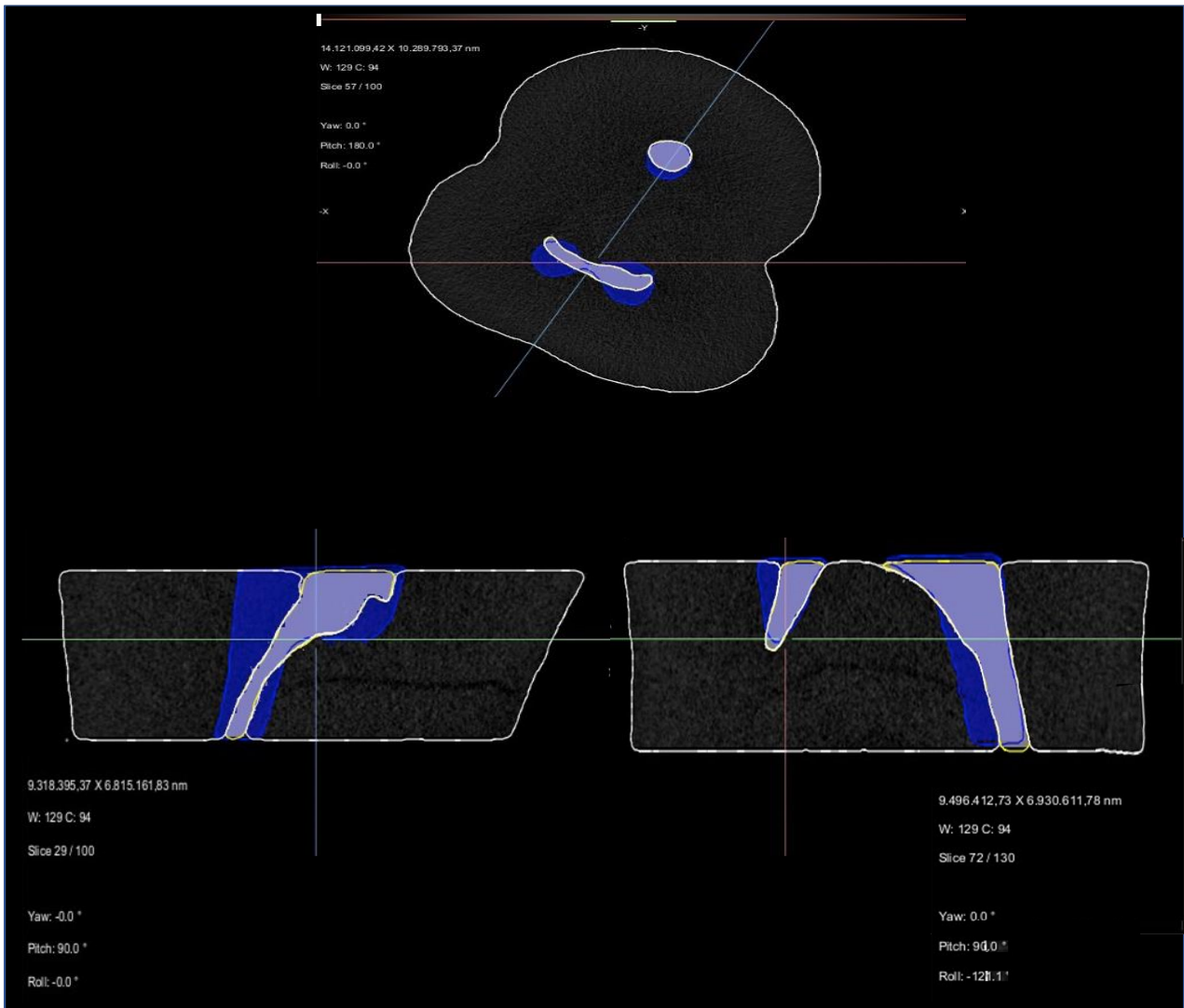


FIGURA 10: scansioni rappresentative per il Gruppo 1, eseguita con Micro-CT, sui tre piani dello spazio. La prima scansione, in alto, rappresenta una sezione trasversale del campione preso in esame; la seconda scansione in basso a sinistra mostra invece una sezione coronale, mentre quella in basso a destra una sezione trasversale. Nelle RX in giallo sono evidenziate le zone pre-sagomatura, in blu le zone post-sagomatura.

Tali immagini ci permettono di apprezzare la differenza volumetrica che si è venuta ad ottenere dopo la strumentazione meccanica dei canali.

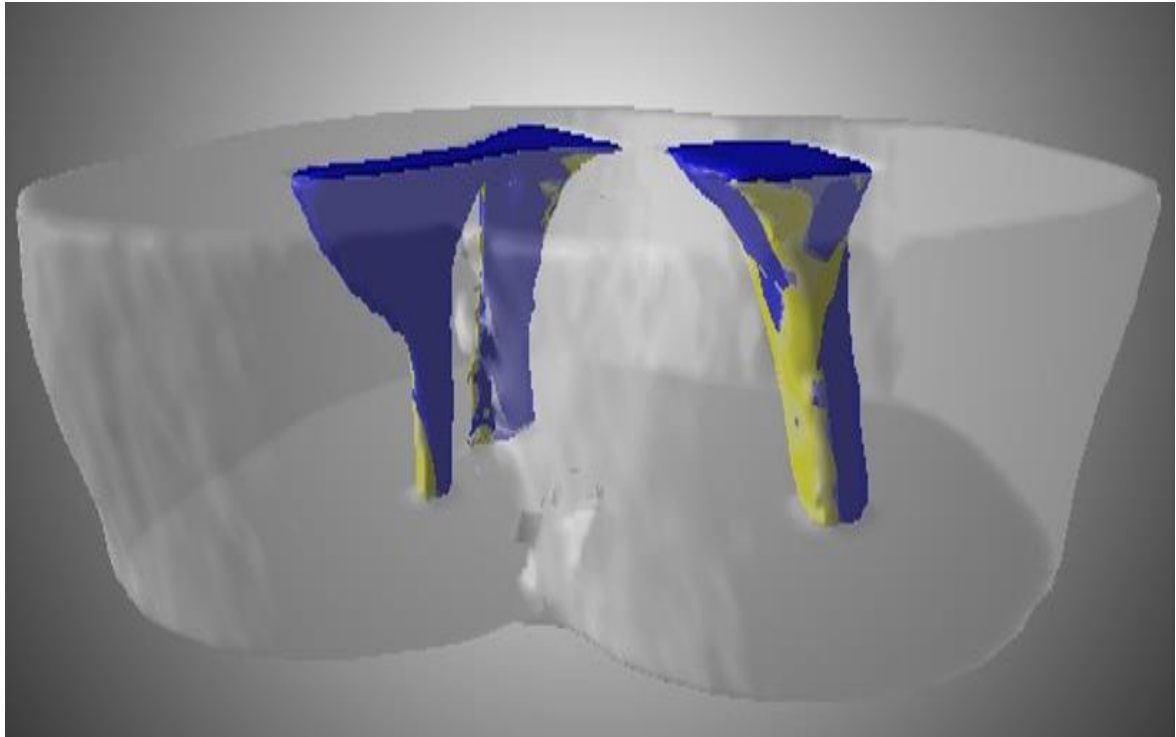


FIGURA 11: ricostruzione 3D dell'anatomia canalare, con particolare focus sulla dentina pericervicale, rappresentativa per il Gruppo 2.

Grazie alla ricostruzione computerizzata possiamo valutare le zone canalari che sono state sagomate dallo strumento ProTaperUltimate e riusciamo a focalizzare visivamente quanto lo strumento in questione abbia lavorato. In *giallo* sono evidenziate le zone *pre-sagomatura*, mentre in *blu* le zone *post-sagomatura*.

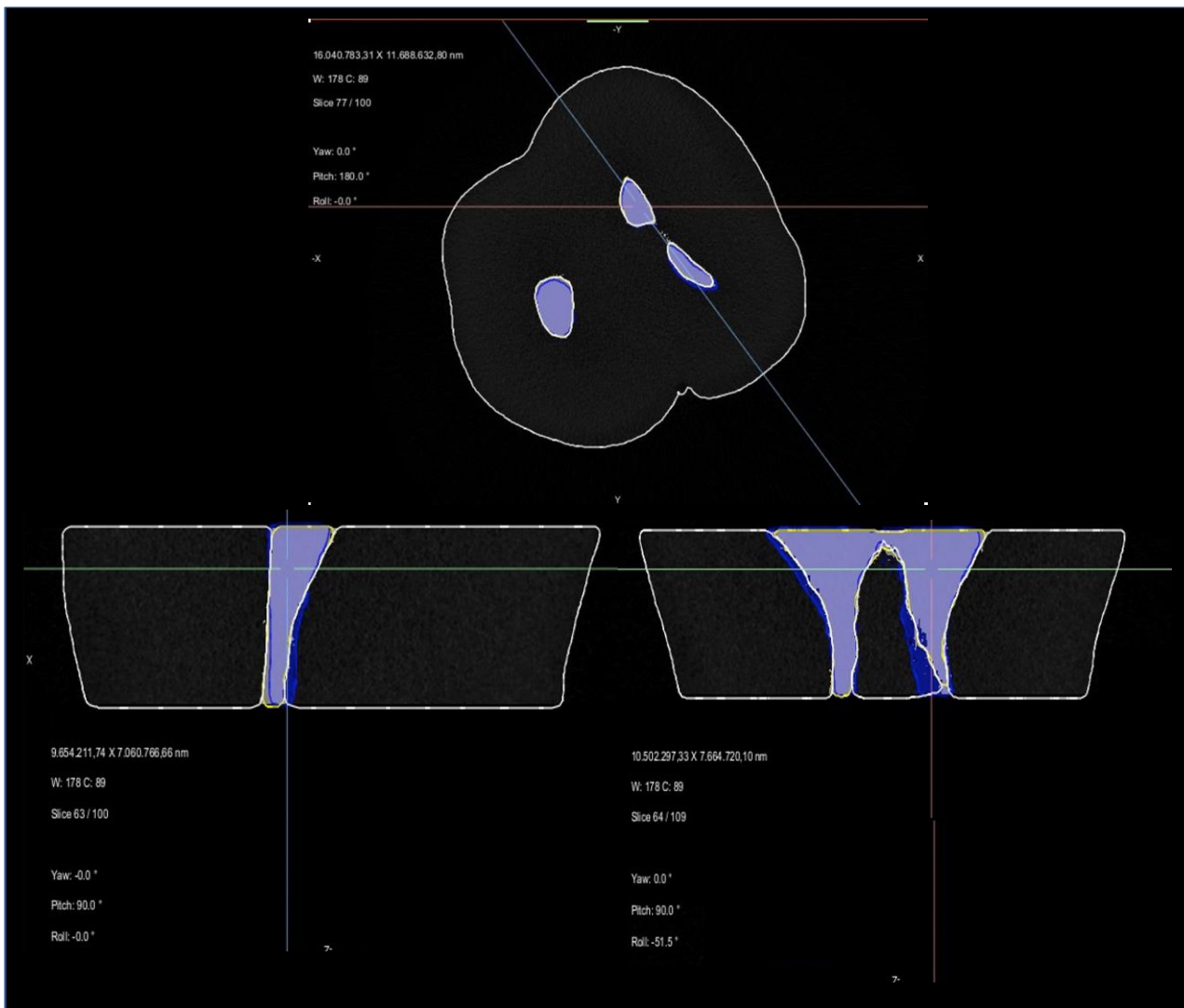


Figura 12: scansioni rappresentative per il Gruppo 2, eseguita con Micro-CT, sui tre piani dello spazio. La prima scansione, in alto, rappresenta una sezione trasversale del campione preso in esame; la seconda scansione in basso a sinistra mostra invece una sezione coronale, mentre quella in basso a destra una sezione trasversale. Nelle RX in giallo sono evidenziate le zone pre-sagomatura, in blu le zone post-sagomatura.

Tali immagini ci permettono di apprezzare la differenza volumetrica che si è venuta ad ottenere dopo la strumentazione meccanica dei canali.

- Gli elementi dentali del Gruppo 3 sono stati sottoposti a sagomatura radicolare tramite gli strumenti Zarc.

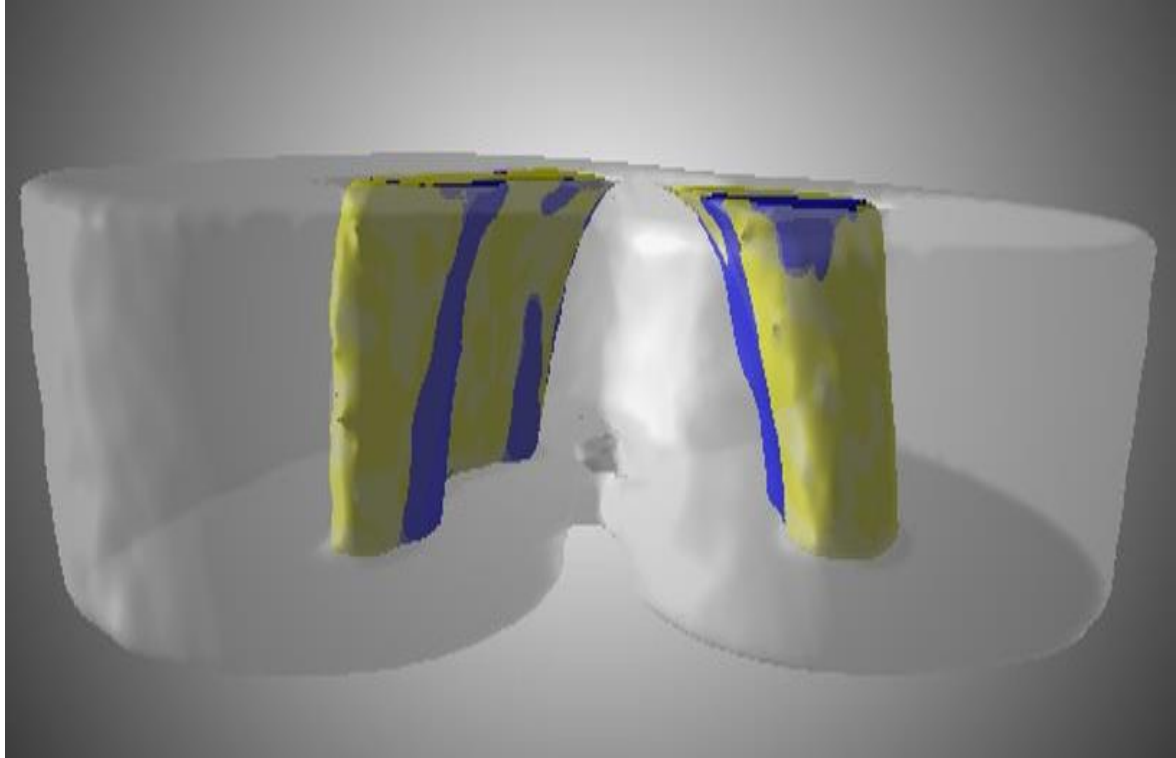


Figura 13: ricostruzione 3D dell'anatomia canalare, con particolare focus sulla dentina pericervicale, rappresentativa per il Gruppo 3.

Grazie alla ricostruzione computerizzata possiamo valutare le zone canalari che sono state sagomate dallo strumento Zarc e riusciamo a focalizzare visivamente quanto lo strumento in questione abbia lavorato. In *giallo* sono evidenziate le zone *pre-sagomatura*, mentre in *blu* le zone *post-sagomatura*.

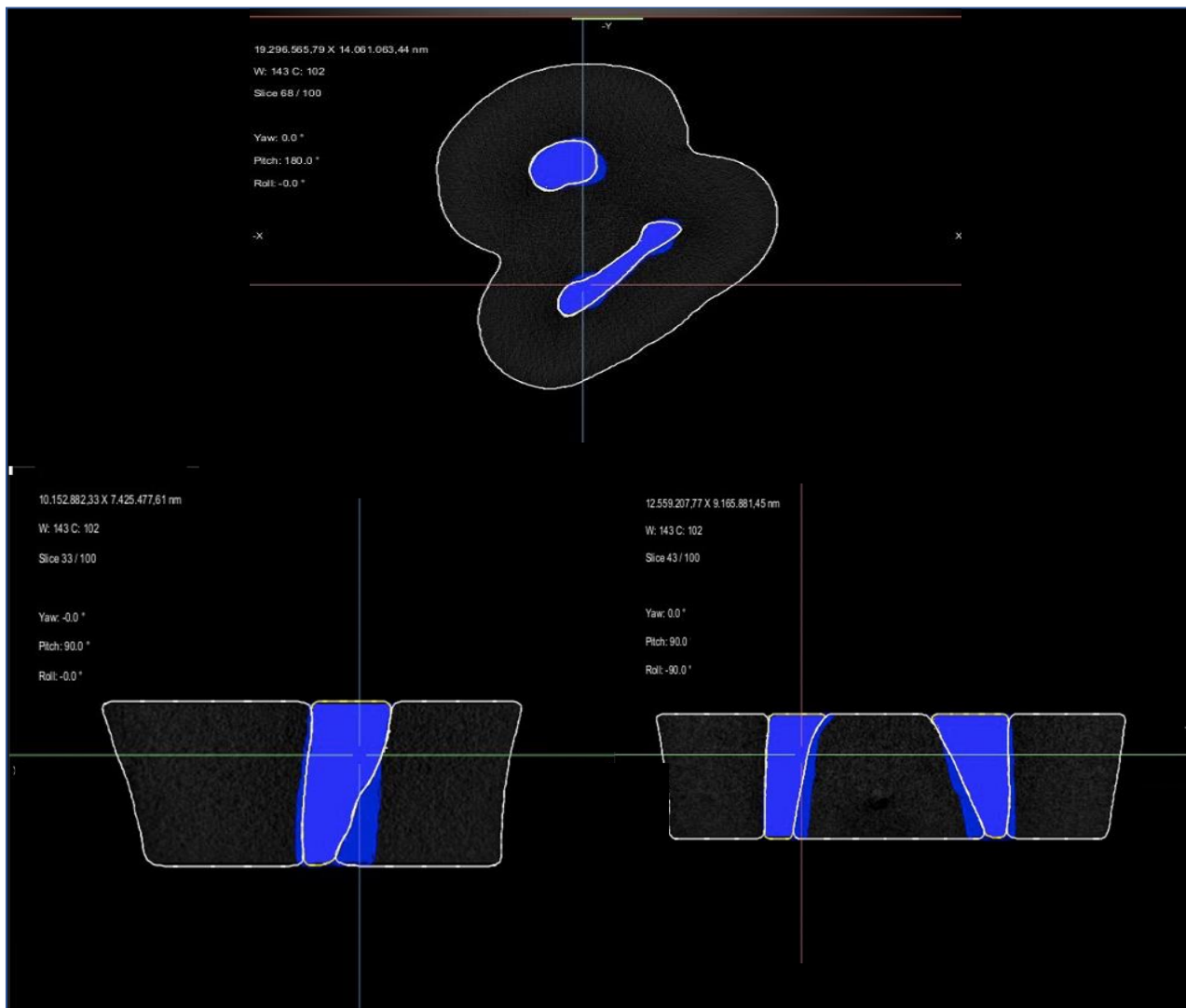


Figura 14: scansioni rappresentative per il Gruppo 3, eseguita con Micro-CT, sui tre piani dello spazio. La prima scansione, in alto, rappresenta una sezione trasversale del campione preso in esame; la seconda scansione in basso a sinistra mostra invece una sezione coronale, mentre quella in basso a destra una sezione trasversale. Nelle RX in giallo sono evidenziate le zone pre-sagomatura, in blu le zone post-sagomatura.

Tali immagini ci permettono di apprezzare la differenza volumetrica che si è venuta ad ottenere dopo la strumentazione meccanica dei canali.

In questo lavoro di tesi, per ottenere il volume di dentina rimossa abbiamo calcolato la percentuale della differenza dei due volumi secondo la formula:

$$\frac{V_{iniziale} - V_{finale}}{V_{iniziale}}$$

Si è deciso di non utilizzare la differenza assoluta del prima e del dopo poiché in questo modo si cerca di eliminare la variabilità della morfologia anatomica dei diversi campioni, la quale rimane un limite importante dello studio.

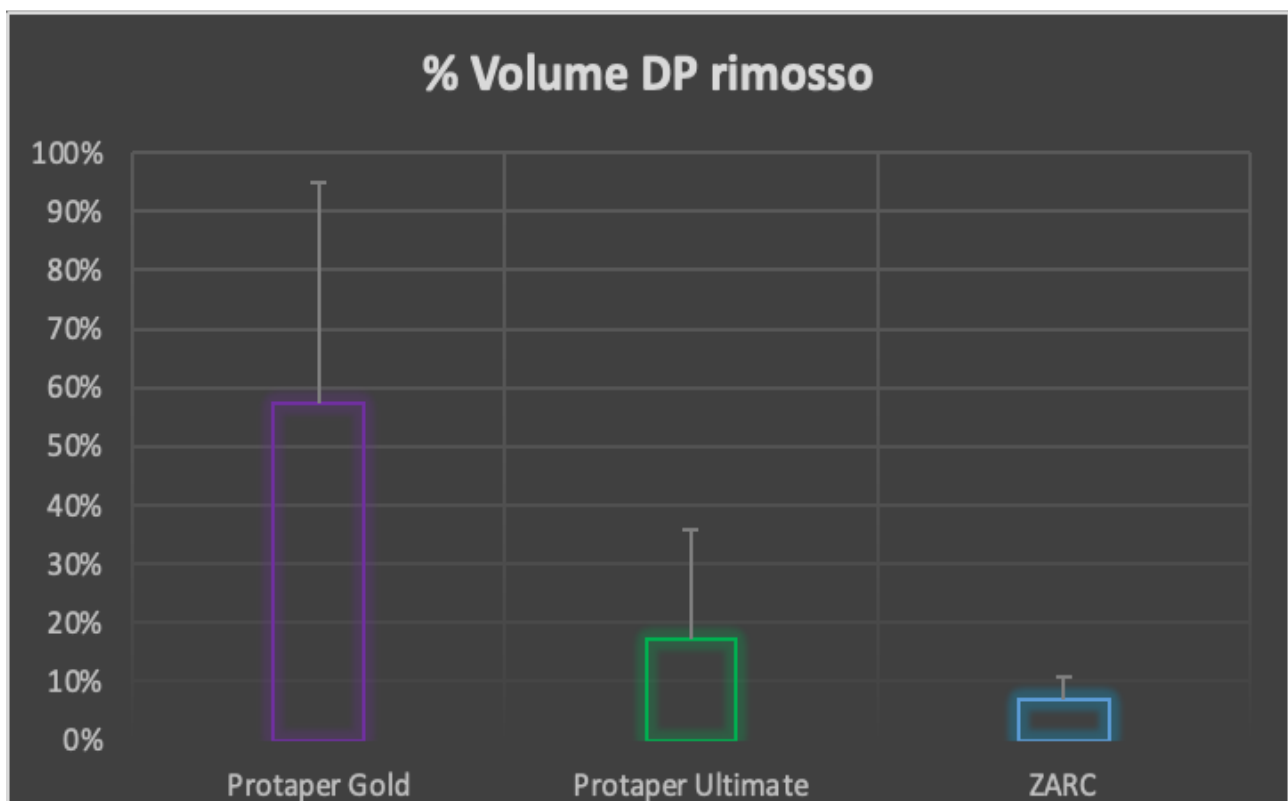


Figura 15: percentuale del volume di DP rimossa dopo sagomatura con le tre diverse sistematiche di strumentazione.

Dall'analisi qualitativa che è stata esposta in questo lavoro di tesi, risulta come la sagomatura radicolare eseguita tramite gli strumenti della famiglia ProTaper Ultimate e BlueShaper (Zarc) sia più conservativa rispetto alla strumentazione eseguita tramite gli strumenti della famiglia dei Protaper Gold.

10. DISCUSSIONE

Per un trattamento endodontico di successo, devono essere presi in considerazione fattori come una conoscenza approfondita della morfologia del canale radicolare, del design della cavità di accesso e delle tecniche di preparazione chemio-meccanica. (85)

Durante un trattamento endodontico tradizionale si rimuove una grande quantità di dentina sana, che può indebolire il dente e ridurne la resistenza alla frattura. (86)

La MIE (endodonzia minimamente invasiva) è un concetto che esprime la preservazione, durante un trattamento endodontico, di una sana struttura dentale coronale, cervicale e radicolare. (41)

Negli ultimi anni, l'attenzione si sta concentrando verso la conservazione della struttura cervicale del dente poiché questa porzione è considerata la più suscettibile alla frattura a causa delle forze occlusali. (42)

È generalmente accettato che la quantità di dentina rimanente sia direttamente correlata alla resistenza del dente ed è stato osservato che esiste una correlazione diretta tra lo spessore della radice e la capacità del dente di resistere alle forze laterali ed evitare la frattura. (87)

Infatti, una delle cause di insuccesso dei denti trattati endodonticamente è la frattura della radice/dente, in quanto l'integrità dell'elemento e il modo di distribuzione della forza nella restante struttura del dente durante la masticazione hanno un'influenza sulla sua sopravvivenza a lungo termine. (88)

La dentina pericervicale è il punto di concentrazione della forza responsabile della frattura del dente. Questa dentina è fondamentale per rafforzare la superficie radicolare e aumentare la resistenza alla frattura. (45)

Con la disponibilità di sistemi Micro-CT, la morfologia endodontica può essere studiata in modo non distruttivo e predicibile in quanto le scansioni vengono effettuate su dente integro e quindi senza avere modifiche iatrogene dovute, ad esempio, al sezionamento del campione. Una grande quantità di informazioni può essere ottenuta da una scansione Micro-CT; le immagini possono essere ricreate in qualsiasi piano e i dati possono essere rappresentati come immagini 2D o trasformate in 3D. L'anatomia interna e l'anatomia esterna possono essere mostrate simultaneamente o separatamente. Le immagini possono essere valutate qualitativamente e quantitativamente. (89)

Inoltre, anche le misurazioni volumetriche, gli spessori e le differenze prima e dopo strumentazione vengono effettuate con modalità più empiriche e precise.

Questo protocollo sperimentale si pone come obiettivo quello di valutare gli effetti di tre sistemi rotanti (ProTaper Gold, ProTaper Ultimate e Zarc) nel rispetto dell'anatomia nella zona della dentina pericervicale, mediante l'utilizzo di micro-CT.

La dentina pericervicale (PCD) è definita come quella dentina che si estende 4 mm sopra e sotto il livello dell'osso alveolare. (42) (43) (44). Clark e Khademi hanno affermato che la dentina pericervicale è un fattore chiave responsabile della forza del dente. (44)

Tuttavia, gli strumenti a conicità variabile rimuovono quantità maggiori di dentina pericervicale, con conseguente indebolimento significativo della struttura del dente. (88)

In letteratura sono diversi gli studi che prendono in considerazione l'intervallo di dentina pericervicale descritto precedentemente. Acharya N e Hasan MR hanno messo in relazione la quantità di dentina pericervicale rimossa con la resistenza alla frattura tramite una prova di carico su quattro gruppi di denti strumentati con file manuali, ProTaper Universal, ProTaper Next e V Taper. Si è visto che il gruppo V Taper ha mostrato il carico di frattura medio più alto ($569,35 \pm 131,26$ Newton). Questa osservazione è stata attribuita alla percentuale decrescente di conicità delle lime V Taper, risultando in un diametro stretto nell'area cervicale rispetto a quello di altri sistemi di lime rotanti. Inoltre, in questo studio, la maggior parte delle fratture si è verificata a 3–4 mm sotto la linea cervicale, il che indica l'importanza di preservare la PCD, come indicato chiaramente da Clark e Khademi. (88)

Zinge PR e Patil J. hanno valutato la rimozione di dentina pericervicale utilizzando due strumenti a rotazione continua (One Shape e Neolix) e due strumenti reciprocanti (Wave One e Reciproc), tramite l'utilizzo di CBCT. Si è concluso che i sistemi Reciproc e OneShape causano una maggiore perdita di PCD rispetto ai sistemi WaveOne e Neolix in un modello in vitro. Risulta che la rimozione della PCD non è correlato al loro movimento, cioè rotatorio/alternativo, mentre dipendeva dall'efficacia di taglio dello strumento. (42)

Smoljan M, Hussein MO hanno indagato l'effetto della conicità del canale sulla resistenza residua del dente e sulla distribuzione delle sollecitazioni dopo il trattamento canalare, utilizzando gli strumenti ProTaper Gold e V Taper 2H, mediante l'analisi agli elementi finiti (FEA). Il modello ProTaper Gold presentava sollecitazioni più elevate a livello della CEJ e dell'apice rispetto al modello V-Taper. (46)

A differenza di altri studi precedenti, in questo lavoro di tesi per calcolare la perdita di dentina pericervicale, è stato scelto il volume che va da 2 mm sopra il pavimento della camera pulpare a 2 mm sotto al pavimento della camera pulpare. Il volume così ristretto è stato scelto proprio per limitare l'influenza dell'apertura della camera sul calcolo dei volumi.

I risultati ottenuti da questo studio preliminare mostrano come i Protaper Gold rimuovano più dentina pericervicale rispetto ai ProTaper Ultimate e Zarc.

Come riportato in studi precedenti i Protaper Gold rimuovono un volume maggiore di dentina radicolare rispetto ad altri strumenti meccanici a rotazione continua. (90) (91)

Questo è coerente considerando i diametri degli strumenti presi in esame, infatti i ProTaper Ultimate presentano un diametro massimo in D16 di 0,80mm mentre gli Zarc 0,90mm. Questo assicura una migliore conservazione dell'integrità della struttura della dentina pericervicale come dimostrato dai risultati ottenuti.

Contrariamente i Protaper Gold che presentano un diametro maggiore in D16 (1mm) e risultano rispettare meno l'anatomia radicolare.

La valutazione della capacità di sagomatura canalare dei sistemi ProTaper Ultimate e Zarc mostra performance promettenti, sebbene siano necessari ulteriori studi, essendo tali strumenti appena usciti sul mercato, contrariamente ai ProTaper Gold già molto studiati dalla letteratura.

Infine, pur essendo un'analisi di tipo quantitativo, visto il numero limitato di campioni, saranno necessari ulteriori test per riuscire a comprendere in maniera univoca il meccanismo e l'azione di questi nuovi strumenti canalari e il loro effetto sulla dentina pericervicale.

11. CONCLUSIONI

Nonostante le limitazioni presenti nella sperimentazione effettuata in questo lavoro di tesi, è stato possibile stabilire la quantità di dentina pericervicale rimossa utilizzando tre diversi tipi di strumentazione. Tra gli strumenti testati, le sistematiche Protaper Ultimate e Zarc sembrerebbero essere più conservative rispetto a quella dei Protaper Gold.

L'uso della micro-CT consente di valutare in maniera dettagliata e sistematica l'anatomia dei canali radicolari e la zona della dentina pericervicale oltre al reale andamento e comportamento di uno strumento all'interno del canale; è presente però una certa influenza data dalla diversa anatomia dei canali radicolari dei campioni scelti, la quale potrebbe inficiare i risultati comparativi, in quanto è impossibile avere la medesima anatomia in tre differenti denti.

12. BIBLIOGRAFIA

1. Gluskin AH, Peters CI, Peters OA. Minimally invasive endodontics: challenging prevailing paradigms. *Br Dent J.* marzo 2014;216(6):347–53.
2. Vieira GCS, Pérez AR, Alves FRF, Provenzano JC, Mdala I, Siqueira JF, et al. Impact of Contracted Endodontic Cavities on Root Canal Disinfection and Shaping. *J Endod.* 1 maggio 2020;46(5):655–61.
3. Lima CO, Barbosa AFA, Ferreira CM, Augusto CM, Sassone LM, Lopes RT, et al. The impact of minimally invasive root canal preparation strategies on the ability to shape root canals of mandibular molars. *Int Endod J.* dicembre 2020;53(12):1680–8.
4. Ruddle CJ. Nickel-titanium rotary instruments: current concepts for preparing the root canal system. *Aust Endod J J Aust Soc Endodontology Inc.* agosto 2003;29(2):87–98.
5. Monga P, Bajaj N, Mahajan P, Garg S. Comparison of incidence of dentinal defects after root canal preparation with continuous rotation and reciprocating instrumentation. *Singapore Dent J.* 1 dicembre 2015;36:29–33.
6. Česaitienė G, Venskutonis T, Mačiulskienė V, Cicėnas V, Samaitis V, Jasiūnienė E. Micro-Computed Tomography (Micro-CT) Evaluation of Effects of Different Rotary Glide Path Techniques on Canal Transportation and Centering in Curved Root Canals. *Med Sci Monit Int Med J Exp Clin Res.* 24 agosto 2019;25:6351–8.
7. Belladonna FG, Carvalho MS, Cavalcante DM, Fernandes JT, de Carvalho Maciel AC, Oliveira HE, et al. Micro-computed Tomography Shaping Ability Assessment of the New Blue Thermal Treated Reciproc Instrument. *J Endod.* luglio 2018;44(7):1146–50.
8. Franco V. Raccomandazioni cliniche in Endodonzia. :27.
9. Mejàre IA, Axelsson S, Davidson T, Frisk F, Hakeberg M, Kvist T, et al. Diagnosis of the condition of the dental pulp: a systematic review. *Int Endod J.* luglio 2012;45(7):597–613.
10. Chandra A. Discuss the factors that affect the outcome of endodontic treatment. *Aust Endod J J Aust Soc Endodontology Inc.* agosto 2009;35(2):98–107.
11. Alrahabi M, Zafar MS, Adanir N. Aspects of Clinical Malpractice in Endodontics. *Eur J Dent.* luglio 2019;13(3):450–8.
12. Gavriil D, Kakka A, Myers P, O Connor CJ. Pre-endodontic restoration of structurally compromised teeth: current concepts. *Br Dent J.* settembre 2021;231(6):343–9.
13. Kapetanaki I, Dimopoulos F, Gogos C. Traditional and minimally invasive access cavities in endodontics: a literature review. *Restor Dent Endod.* 13 agosto 2021;46(3):e46.
14. Endodonzia - Arnaldo Castellucci - Libro - Edra - | IBS [Internet]. [citato 15 febbraio 2022]. Disponibile su: <https://www.ibs.it/endodonzia-libro-arnaldo-castellucci/e/9788821451768>
15. Manuale di endodonzia - Elio Berutti - Massimo Gagliani - Libro - Edra - | IBS [Internet]. [citato 11 febbraio 2022]. Disponibile su: https://www.ibs.it/manuale-di-endodonzia-libro-vari/e/9788821450556?gclid=Cj0KCQiAr5iQBhCsARIsAPcwRONB5EAiakMD9I1bAOYjusL83gimGfJ6nb-dS8H6wN9EuR72kJ-wPgaAhbtEALw_wcB
16. Bóveda C, Kishen A. Contracted endodontic cavities: the foundation for less invasive alternatives in the management of apical periodontitis. *Endod Top.* 2015;33(1):169–86.
17. Saber SED, Hashem AAR. Efficacy of different final irrigation activation techniques on smear layer removal. *J Endod.* settembre 2011;37(9):1272–5.
18. Zehnder M. Root Canal Irrigants. *J Endod.* 1 maggio 2006;32(5):389–98.
19. Mirhadi H, Abbaszadegan A, Ranjbar MA, Azar MR, Geramizadeh B, Torabi S, et al. Antibacterial and Toxic Effect of Hydrogen Peroxide Combined with Different Concentrations of Chlorhexidine in Comparison with Sodium Hypochlorite. *J Dent.* dicembre 2015;16(4):349–55.
20. Spangberg L, Engström B, Langeland K. Biologic effects of dental materials: 3. Toxicity

- and antimicrobial effect of endodontic antiseptics in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1 dicembre 1973;36(6):856–71.
21. Hülsmann M, Hahn W. Complications during root canal irrigation--literature review and case reports. *Int Endod J.* maggio 2000;33(3):186–93.
 22. Sim TPC, Knowles JC, Ng YL, Shelton J, Gulabivala K. Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. *Int Endod J.* 2001;34(2):120–32.
 23. Byström A, Sunqvist G. The antibacterial action of sodium hypochlorite and EDTA in 60 cases of endodontic therapy. *Int Endod J.* 1985;18(1):35–40.
 24. Sirtes G, Waltimo T, Schaetzle M, Zehnder M. The Effects of Temperature on Sodium Hypochlorite Short-Term Stability, Pulp Dissolution Capacity, and Antimicrobial Efficacy. *J Endod.* 1 settembre 2005;31(9):669–71.
 25. Cunningham WT, Balekjian AY. Effect of temperature on collagen-dissolving ability of sodium hypochlorite endodontic irrigant. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1 febbraio 1980;49(2):175–7.
 26. Martin H. Ultrasonic disinfection of the root canal. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1 luglio 1976;42(1):92–9.
 27. Ahmad M, Pitt Ford TR, Crum LA. Ultrasonic debridement of root canals: An insight into the mechanisms involved. *J Endod.* 1 marzo 1987;13(3):93–101.
 28. Peters OA. Current Challenges and Concepts in the Preparation of Root Canal Systems: A Review. *J Endod.* 1 agosto 2004;30(8):559–67.
 29. Black G.V. Descriptive anatomy of the human teeth. (Philadelphia: Wilmington Dental Manufacturing Company, 1890).
 30. Hess W, Dolamore WH, Zürcher E. The Anatomy of the root-canals of the teeth of the permanent dentition. New York: William Wood; 1925.
 31. de Pablo ÓV, Estevez R, Péix Sánchez M, Heilborn C, Cohenca N. Root Anatomy and Canal Configuration of the Permanent Mandibular First Molar: A Systematic Review. *J Endod.* 1 dicembre 2010;36(12):1919–31.
 32. Gorduysus O, Nagas E, Cehreli ZC, Gorduysus M, Yilmaz Z. Localization of root canal orifices in mandibular second molars in relation to occlusal dimension. *Int Endod J.* 2009;42(11):973–7.
 33. Kfir A, Elkes D, Pawar A, Weissman A, Tsesis I. Incidence of microcracks in maxillary first premolars after instrumentation with three different mechanized file systems: a comparative ex vivo study. *Clin Oral Investig.* gennaio 2017;21(1):405–11.
 34. Bier CAS, Shemesh H, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR, Wu MK. The Ability of Different Nickel-Titanium Rotary Instruments To Induce Dentinal Damage During Canal Preparation. *J Endod.* 1 febbraio 2009;35(2):236–8.
 35. Yoldas O, Yilmaz S, Atakan G, Kuden C, Kasan Z. Dentinal Microcrack Formation during Root Canal Preparations by Different NiTi Rotary Instruments and the Self-Adjusting File. *J Endod.* 1 febbraio 2012;38(2):232–5.
 36. Chan CP, Lin CP, Tseng SC, Jeng JH. Vertical root fracture in endodontically versus nonendodontically treated teethA survey of 315 cases in Chinese patients. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 1 aprile 1999;87(4):504–7.
 37. Kim HC, Lee MH, Yum J, Versluis A, Lee CJ, Kim BM. Potential Relationship between Design of Nickel-Titanium Rotary Instruments and Vertical Root Fracture. *J Endod.* 1 luglio 2010;36(7):1195–9.
 38. A. Versiani M, Souza E, De-Deus G. Critical appraisal of studies on dentinal radicular microcracks in endodontics: methodological issues, contemporary concepts, and future perspectives. *Endod Top.* 2015;33(1):87–156.
 39. Kishen A. Mechanisms and risk factors for fracture predilection in endodontically treated

teeth. *Endod Top*. 2006;13(1):57–83.

40. Zuolo ML, De-Deus G, Belladonna FG, Silva EJNL da, Lopes RT, Souza EM, et al. Micro-computed Tomography Assessment of Dentinal Micro-cracks after Root Canal Preparation with TRUShape and Self-adjusting File Systems. *J Endod*. aprile 2017;43(4):619–22.
41. Makati D, Shah NC, Brave D, Singh Rathore VP, Bhadra D, Dedania MS. Evaluation of remaining dentin thickness and fracture resistance of conventional and conservative access and biomechanical preparation in molars using cone-beam computed tomography: An in vitro study. *J Conserv Dent JCD*. 2018;21(3):324–7.
42. Zinge PR, Patil J. Comparative evaluation of effect of rotary and reciprocating single-file systems on pericervical dentin: A cone-beam computed tomography study. *J Conserv Dent JCD*. 2017;20(6):424–8.
43. Arora V, Yadav M, Singh S. Peri-Cervical Dentin (PCD) : A New Paradigm for Endodontic Success. undefined [Internet]. 2016 [citato 22 febbraio 2022]; Disponibile su: [https://www.semanticscholar.org/paper/Peri-Cervical-Dentin-\(PCD\)-%3A-A-New-Paradigm-for-Arora-Yadav/5d7b899394cfa220de823b3a1c47ef37bd855da0](https://www.semanticscholar.org/paper/Peri-Cervical-Dentin-(PCD)-%3A-A-New-Paradigm-for-Arora-Yadav/5d7b899394cfa220de823b3a1c47ef37bd855da0)
44. Clark D, Khademi J. Modern molar endodontic access and directed dentin conservation. *Dent Clin North Am*. aprile 2010;54(2):249–73.
45. Huynh N, Li FC, Friedman S, Kishen A. Biomechanical Effects of Bonding Pericervical Dentin in Maxillary Premolars. *J Endod*. 1 aprile 2018;44(4):659–64.
46. Smoljan M, Hussein MO, Guentsch A, Ibrahim M. Influence of Progressive Versus Minimal Canal Preparations on the Fracture Resistance of Mandibular Molars: A 3-Dimensional Finite Element Analysis. *J Endod*. giugno 2021;47(6):932–8.
47. Krikeli E, Mikrogeorgis G, Lyroudia K. In Vitro Comparative Study of the Influence of Instrument Taper on the Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth: An Integrative Approach–based Analysis. *J Endod*. 1 settembre 2018;44(9):1407–11.
48. Gavini G, Santos M dos, Caldeira CL, Machado ME de L, Freire LG, Iglecias EF, et al. Nickel–titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Braz Oral Res* [Internet]. 18 ottobre 2018 [citato 25 febbraio 2022];32. Disponibile su: <http://www.scielo.br/j/bor/a/DDVdbgHDPwFkn5QQLWZV7y/?lang=en>
49. Baumann MA. Nickel–titanium: options and challenges. *Dent Clin North Am*. 1 gennaio 2004;48(1):55–67.
50. Kuhn G, Jordan L. Fatigue and Mechanical Properties of Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *J Endod*. 1 ottobre 2002;28(10):716–20.
51. Ounsi HF, Nassif W, Grandini S, Salameh Z, Neelakantan P, Anil S. Evolution of Nickel-titanium Alloys in Endodontics. *J Contemp Dent Pract*. 1 novembre 2017;18(11):1090–6.
52. Bartzela TN, Senn C, Wichelhaus A. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium wires. *Angle Orthod*. novembre 2007;77(6):991–8.
53. Martín B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magán F, Ahn S, et al. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J*. aprile 2003;36(4):262–6.
54. Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology*. 1 ottobre 2006;102(4):e106–14.
55. Auricchio F, Taylor RL, Lubliner J. Shape-memory alloys: macromodelling and numerical simulations of the superelastic behavior. *Comput Methods Appl Mech Eng*. 15 luglio 1997;146(3):281–312.
56. Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. *J Am Dent Assoc* 1939. giugno 1971;82(6):1373–5.
57. Civjan S, Huget EF, DeSimon LB. Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *J Dent Res*. febbraio 1975;54(1):89–96.

58. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod.* luglio 1988;14(7):346–51.
59. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* luglio 2000;33(4):297–310.
60. Otsuka K, Wayman CM. Otsuka K, Wayman CM. Shape memory materials. Cambridge: Cambridge Univ. Press; 1998. Cap 1, Introduction; p.1-26. 1999;
61. Nemat-Nasser S, Guo WG. Superelastic and cyclic response of NiTi SMA at various strain rates and temperatures. *Mech Mater.* 1 maggio 2006;38(5):463–74.
62. Gambarini G, Gerosa R, De Luca M, Garala M, Testarelli L. Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 1 giugno 2008;105(6):798–800.
63. Setzer FC, Böhme CP. Influence of Combined Cyclic Fatigue and Torsional Stress on the Fracture Point of Nickel-Titanium Rotary Instruments. *J Endod.* 1 gennaio 2013;39(1):133–7.
64. Zanza A, D'Angelo M, Reda R, Gambarini G, Testarelli L, Di Nardo D. An Update on Nickel-Titanium Rotary Instruments in Endodontics: Mechanical Characteristics, Testing and Future Perspective—An Overview. *Bioengineering.* 16 dicembre 2021;8(12):218.
65. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WAT, Kovarik L, Buie C, et al. Metallurgical Characterization of a New Nickel-Titanium Wire for Rotary Endodontic Instruments. *J Endod.* 1 novembre 2009;35(11):1589–93.
66. Amza O, Dimitriu B, Suciuc I, Bartok R, Chirila M. Etiology and Prevention of an Endodontic Iatrogenic Event: Instrument Fracture. *J Med Life.* 2020;13(3):378–81.
67. McGuigan MB, Louca C, Duncan HF. Endodontic instrument fracture: causes and prevention. *Br Dent J.* aprile 2013;214(7):341–8.
68. Hull D. *Fractography: Observing, Measuring and Interpreting Fracture Surface Topography.* Cambridge University Press; 1999. 378 pag.
69. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod.* marzo 2000;26(3):161–5.
70. Boessler C, Peters OA, Zehnder M. Impact of Lubricant Parameters on Rotary Instrument Torque and Force. *J Endod.* 1 marzo 2007;33(3):280–3.
71. Mesgouez C, Rilliard F, Matossian L, Nassiri K, Mandel E. Influence of operator experience on canal preparation time when using the rotary Ni-Ti ProFile system in simulated curved canals. *Int Endod J.* marzo 2003;36(3):161–5.
72. Patiño PV, Biedma BM, Liébana CR, Cantatore G, Bahillo JG. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J Endod.* febbraio 2005;31(2):114–6.
73. Iqbal MK, Kohli MR, Kim JS. A Retrospective Clinical Study of Incidence of Root Canal Instrument Separation in an Endodontics Graduate Program: A PennEndo Database Study. *J Endod.* 1 novembre 2006;32(11):1048–52.
74. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys - a review. *Int Endod J.* ottobre 2018;51(10):1088–103.
75. Bonaccorso A, Schäfer E, Condorelli GG, Cantatore G, Tripi TR. Chemical analysis of nickel-titanium rotary instruments with and without electropolishing after cleaning procedures with sodium hypochlorite. *J Endod.* novembre 2008;34(11):1391–5.
76. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, et al. Fatigue Resistance of Engine-driven Rotary Nickel-Titanium Instruments Produced by New Manufacturing Methods. *J Endod.* 1 agosto 2008;34(8):1003–5.
77. Pereira ESJ, Peixoto IFC, Viana ACD, Oliveira II, Gonzalez BM, Buono VTL, et al. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endod J.* maggio 2012;45(5):469–74.
78. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic Fatigue Analysis of a New Generation

- of Nickel Titanium Rotary Instruments. *J Endod.* 1 marzo 2009;35(3):401–3.
79. Hou X, Yahata Y, Hayashi Y, Ebihara A, Hanawa T, Suda H. Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J.* marzo 2011;44(3):253–8.
 80. Pirani C, Iacono F, Generali L, Sassatelli P, Nucci C, Lusvarghi L, et al. HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *Int Endod J.* maggio 2016;49(5):483–93.
 81. Sevcikova J, Pavkova Goldbergova M. Biocompatibility of NiTi alloys in the cell behaviour. *Biomaterials Int J Role Met Ions Biol Biochem Med.* aprile 2017;30(2):163–9.
 82. Williams D. Revisiting the definition of biocompatibility. *Med Device Technol.* ottobre 2003;14(8):10–3.
 83. Gallottini L. Shaping of the Root Canal System: A Multistep Technique. *J Contemp Dent Pract.* 1 settembre 2017;18(9):851–5.
 84. Yared G, Bou Dagher F, Kulkarni K. Influence of torque control motors and the operator's proficiency on ProTaper failures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 1 agosto 2003;96(2):229–33.
 85. Varghese VS, George JV, Mathew S, Nagaraja S, Indiresha HN, Madhu KS. Cone beam computed tomographic evaluation of two access cavity designs and instrumentation on the thickness of peri-cervical dentin in mandibular anterior teeth. *J Conserv Dent JCD.* 2016;19(5):450–4.
 86. Rover G, de Lima CO, Belladonna FG, Garcia LFR, Bortoluzzi EA, Silva EJNL, et al. Influence of minimally invasive endodontic access cavities on root canal shaping and filling ability, pulp chamber cleaning and fracture resistance of extracted human mandibular incisors. *Int Endod J.* novembre 2020;53(11):1530–9.
 87. Lertchirakarn V, Palamara JEA, Messer HH. Patterns of vertical root fracture: factors affecting stress distribution in the root canal. *J Endod.* agosto 2003;29(8):523–8.
 88. Acharya N, Hasan MR, Kafle D, Chakradhar A, Saito T. Effect of Hand and Rotary Instruments on the Fracture Resistance of Teeth: An In Vitro Study. *Dent J.* 29 aprile 2020;8(2):38.
 89. Swain MV, Xue J. State of the art of Micro-CT applications in dental research. *Int J Oral Sci.* dicembre 2009;1(4):177–88.
 90. Antony SDP, Subramanian AK, Nivedhitha MS, Solete P. Comparative evaluation of canal transportation, centering ability, and dentin removal between ProTaper Gold, One Curve, and Profit S3: An in vitro study. *J Conserv Dent JCD.* 2020;23(6):632–6.
 91. Yalniz H, Koohnavard M, Oncu A, Celikten B, Orhan AI, Orhan K. Comparative evaluation of dentin volume removal and centralization of the root canal after shaping with the ProTaper Universal, ProTaper Gold, and One-Curve instruments using micro-CT. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2021;15(1):47–52.