

# UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI NAPOLI FEDERICO II



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

**XXIX Ciclo**

*Coordinatore: Prof. Gianni Marone*

**Tesi di Dottorato**

**TITOLO**

*"VALUTAZIONE DELLA CAPACITÀ DI SAGOMATURA CON MICRO-TC  
DI 2 DIFFERENTI STRUMENTI IN NICHEL-TITANIO":*

**BT-RACE VS. WAVEONE**  
**STUDIO SPERIMENTALE**

*TUTOR/RELATORE*

*Chiar.mo*  
Prof. Sandro Rengo

*CANDIDATO*

*Dott. Giovanni Castiello*

# INDICE

<b>1 - INTRODUZIONE .....</b>	<b>3</b>
<b>2 - Ni-Ti in Endodonzia .....</b>	<b>5</b>
2.1 Proprietà della lega Nichel-Titanio.....	5
2.2 Fasi della lega Nichel-Titanio .....	6
2.3 Proprietà meccaniche degli strumenti endodontici in Ni-Ti .....	7
2.4 Biocompatibilità .....	10
<b>3 - Strumenti in nichel-titanio e sistematiche operative .....</b>	<b>11</b>
3.1 Design degli strumenti endodontici in Ni-Ti.....	12
3.2 Rotazione continua .....	14
3.3 Rotazione alternata .....	17
<b>4 - Microcomputed Tomography: studio dell'anatomia endodontica</b>	<b>20</b>
<b>5 - PARTE SPERIMENTALE</b>	
<b>5.1 Scopo del lavoro.....</b>	<b>25</b>
<b>5.2 Materiali e Metodi.....</b>	<b>25</b>
Scelta dei campioni e Preparazione.....	25
Scansione dei campioni: "Set Up" .....	28
Ricotruzione immagini 3D.....	29
Strumentazione.....	33
<b>5.3 Analisi delle immagini 3D.....</b>	<b>34</b>
Analisi Statistica.....	37
<b>5.4 Risultati.....</b>	<b>38</b>
<b>5.5 Discussione.....</b>	<b>39</b>
<b>5.6 Conclusioni.....</b>	<b>41</b>
<b>8 - BIBLIOGRAFIA.....</b>	<b>43</b>

## 1 - Introduzione

Al giorno d'oggi, uno dei principali obiettivi dell'odontoiatra è il recupero funzionale di elementi dentali colpiti da processi patologici irreversibili della polpa.

A tale scopo, l'Endodonzia rappresenta una delle discipline basilari per la pratica dell'Odontostomatologia. Essa si occupa dello studio della morfologia, della fisiologia e delle patologie della polpa dentaria e del parodonto da essa dipendenti<sup>1,2</sup>.

Solamente la conoscenza del sistema pulpo-dentinale e dei tessuti di sostegno, delle loro patologie e delle dinamiche fisiopatologiche che ne governano le trasformazioni, può fornire la base scientifica fondante al fine di poter redigere una diagnosi, terapia e prognosi tipiche di ogni atto medico, da cui l'endodonzia clinica non può sottrarsi<sup>3</sup>.

Il fine principale del trattamento endodontico, è costituito dalla risoluzione del dolore derivante dalle patologie pulpari o periapicali, attraverso l'eradicazione delle infezioni intraradicolarari ed extraradicolarari. Tale trattamento richiede che i materiali utilizzati per l'otturazione del canale radicolare rispettino i criteri di biocompatibilità e, per tanto, risultino innocui e non causino reazioni tissutali dannose o complicazioni di natura sistemica<sup>4</sup>.

La moderna endodonzia basa la sua procedura operativa su una triade di fasi consecutive ed imprescindibili tra loro. Esse sono:

- Detersione (cleaning);
- Sagomatura (shaping);
- Otturazione (filling)<sup>5</sup>.
- La preparazione del canale radicolare costituisce una fase di vitale importanza, da cui dipende la qualità dell'intero trattamento endodontico. Tale fase consta della rimozione dal volume canalare di tutto il tessuto pulpare, dei batteri e dei residui necrotici eventualmente presenti (cleaning), e di una sagomatura adeguata del canale (shaping), in modo da rendere possibile una corretta otturazione tridimensionale ottenuta attraverso l'utilizzo di materiali capaci di sigillare l'intero sistema canalare (filling), impedendo così l'infiltrazione batterica e

l'eventuale sopravvivenza di microrganismi patogeni, responsabili del fallimento del trattamento<sup>6,7</sup>.

Per quanto concerne la realizzazione di una corretta sagomatura, è necessario rispettare una serie di criteri di ordine generale, meccanico e biologico<sup>8</sup>:

- Il canale deve avere una forma conica continua, con il vertice del cono posto apicalmente. In sostanza, tale forma è paragonabile al concetto di “forma di convenienza” noto nella conservativa. La forma conica consente la migliore gestione possibile del canale in quanto permette un migliore effetto delle soluzioni detergenti e un miglior adattamento dei materiali da otturazione, determinando, in tal modo, una maggiore ermeticità e una più intima adesione alle pareti canalari<sup>6</sup>;
- Il canale deve essere sufficientemente svasato nella sua porzione più coronale, in modo tale da consentire un l'ingresso di adeguate quantità di soluzioni irriganti<sup>9</sup>;
- Il forame apicale va conservato nella morfologia e nella sua posizione originaria, evitandone il trasporto;
- Il canale va preparato in maniera specifica, tenendo in considerazione la sua anatomia originaria, evitando di asportare eccessive quantità di tessuto dentinale;
- Perseguire ed ottenere la rimozione, dal sistema canalare, di residui pulpari e detriti derivati dalla sagomatura, evitando di spingerli oltre apice, determinando così una riduzione del dolore post-operatorio<sup>10</sup>.

La sagomatura dei canali radicolari è stata eseguita per anni unicamente attraverso l'utilizzo di strumenti in acciaio inossidabile, caratterizzato però da determinati svantaggi, riconducibili a caratteristiche intrinseche dell'acciaio, in quanto troppo rigido per adattarsi alle anfrattuosità spesso riscontrabili nell'anatomia canalare e a caratteristiche morfologiche degli strumenti stessi, aventi forme pressoché cilindriche, che rendono l'ottenimento di una preparazione tronco-conica molto difficile da raggiungere<sup>11</sup>.

## 2 - Il Ni-Ti in Endodonzia

L'introduzione della lega Ni-Ti nella costruzione degli strumenti endodontici ha portato una rivoluzione nel mondo dell'endodonzia. Tale lega si è affermata in endodonzia come la più grande innovazione nell'ambito della strumentazione del sistema dei canali radicolari, in particolare attraverso l'impiego di lime rotanti<sup>12</sup>.

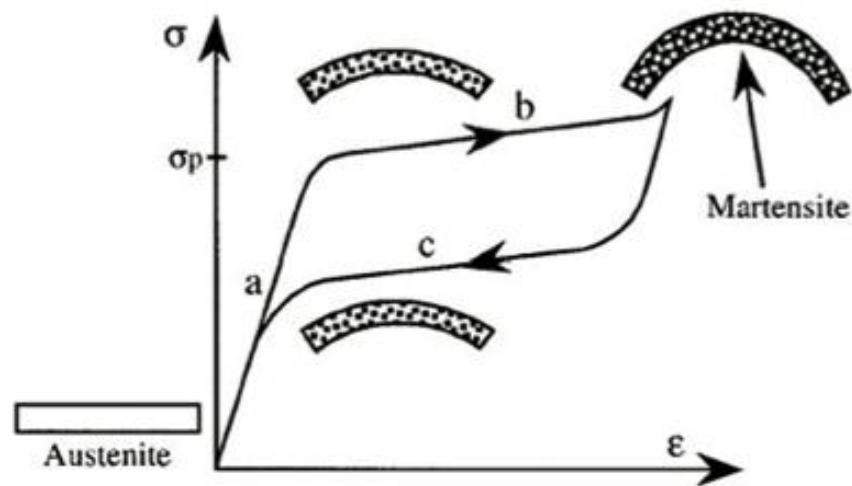
L'introduzione del Ni-Ti ha portato a indiscussi vantaggi, riassumibili essenzialmente in tre punti<sup>3</sup>:

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

### 2.1 - Proprietà della lega Ni-Ti

Il successo dell'introduzione degli strumenti in Ni-Ti è ascrivibile essenzialmente alle peculiari caratteristiche meccaniche di tale lega. Esse sono:

- la superelasticità (Superelastic Effect o SE). Conosciuta anche come pseudo elasticità, che è l'attitudine di una lega a subire ampie deformazioni reversibili in campo elastico in virtù di un carico costante, non in conseguenza di un fenomeno di scorrimento dei piani, bensì attraverso un cambiamento della struttura cristallina (Fig.1);
- la memoria di forma (Shape Memory Alloys o SMA). E' la capacità che hanno le leghe al Ni-Ti di recuperare la loro forma originaria anche dopo aver subito una notevole deformazione;
- la resilienza. E' la capacità di un materiale di assorbire l'energia trasmessagli, senza che si deformi o fratturi;
- resistenza alla fatica, flessione, torsione<sup>2</sup>.



**Figura 1 – Superelasticità: curva sforzo-deformazione.**

Pur essendo il Ni-Ti una lega dalle proprietà meccaniche uniche, l'utilizzo sicuro degli strumenti in Ni-Ti prevede un'attenta valutazione delle condizioni del canale in cui si lavora. Si deve tener presente che, per la loro natura autocentrante, gli strumenti Ni-Ti non sono in grado di bypassare gradini, false strade e strumenti rotti che costituiscono condizioni le quali ne controindicano in maniera assoluta l'utilizzo<sup>13</sup>.

Inoltre, essendo utilizzati nella preparazione rotante dell'endodonto, gli strumenti Ni-Ti sono sottoposti a sollecitazioni di particolare intensità, cui corrispondono elevati stress strutturali che possono comportare un aumento del rischio di frattura dovuto principalmente allo stress da flessione (frattura da fatica) e allo stress da torsione (frattura da torque)<sup>14</sup>, specialmente nei canali caratterizzati da angoli di curvatura alti e raggi di curvatura bassi.

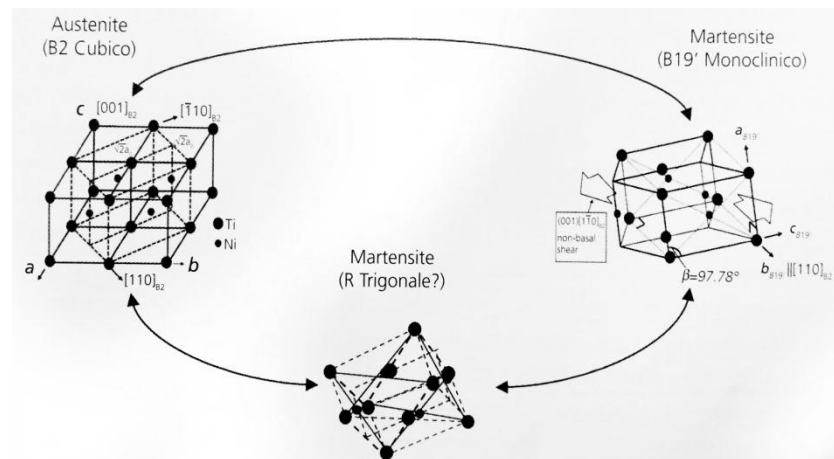
## **2.2 - Fasi della lega Ni-Ti**

La lega Ni-Ti si compone equiatomicamente di Nichel e Titanio per una percentuale di peso dei due componenti corrispondenti al 55% di Nichel e 45% di Titanio. La lega si presenta come un composto intermetallico con tre fasi diverse ed intercambiabili tra di loro, secondo le condizioni cliniche d'uso.

Le tre fasi sono:

- Austenitica che costituisce la fase più stabile. Essa è caratterizzata da un reticolo cubico a facce centrate;

- Martensitica che costituisce la fase meno stabile ma più duttile. Essa è caratterizzata da un reticolo esagonale compatto;
- R o Intermedia (romboidale), composta a sua volta da una serie di fasi intermedie che si trasformano l'una nell'altra, senza variazione di forma cristallografica<sup>15</sup> (Fig.2).



**Figura 2 – Fasi cristallografiche della lega Ni-Ti.**

La trasformazione martensitica si può determinare in due modi:

- mediante la variazione della temperatura (Thermally Induced Martensite o TIM);
- tramite l'applicazione di una adeguata sollecitazione meccanica ( Stress Induced Martensite o SIM), come nel caso degli strumenti endodontici al contatto con le pareti canalari<sup>16</sup>

### **2.3 - Le Proprietà meccaniche degli strumenti endodontici in Ni-Ti**

Le qualità meccaniche di maggior importanza degli strumenti Ni-Ti sono il comportamento elastico, la resistenza alla deformazione (strain) e la resistenza al carico (stress), la durezza, la resistenza all'attrito, all'usura e alla frattura.

In fisica l'*elasticità* è la proprietà di un materiale di deformarsi sotto l'azione di uno stato di sollecitazione imposto (per esempio, a causa di forze esterne applicate) e poi di riacquistare la sua forma originaria al venir meno della causa sollecitante<sup>2</sup>.

La *flessibilità* è la tendenza di un oggetto a piegarsi se sottoposto ad un carico, mentre la *rigidità* è la resistenza che oppone un materiale alla deformazione elastica provocata da una forza applicata<sup>17</sup>.

L'*attrito* è una forza necessaria ed inevitabile che viene esercitata tra due solidi a contatto tra loro e che si oppone al moto relativo dei due. Per diminuire l'attrito è necessario ridurre il numero di contatti tra le due superfici (in questo caso strumento e dentina), interponendo delle sostanze che lubrificano; in endodonzia, i lubrificanti trovano applicazione tutte le volte che si voglia ridurre la resistenza torsionale e migliorare lo scivolamento dello strumento all'interno dei canali, in particolar modo stretti e tortuosi<sup>2</sup>.

Grande importanza rivestono i lubrificanti a base di EDTA (acido etilene diammino tetracetico) puro o associato ad altre sostanze come il perossido di urea, i quali sembrerebbero in grado di ridurre il valore del torque fino al 25% rispetto ad un canale asciutto, purché vengano effettuati brevi movimenti di inserzione dello strumento, altrimenti non si verificherà un'effettiva riduzione del torque<sup>18</sup>.

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

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

Abbiamo diverse tipologie di usura:

- L'usura per abrasione;
- L'usura corrosiva;
- L'usura per fatica superficiale<sup>19</sup>.

Per quanto concerne la *vita utile* di uno strumento si intende, invece, la quantità di tempo entro il quale l'utensile lavora sulla dentina mantenendo parametri ideali di resistenza alla flessione e alla torsione, una buona efficienza di taglio, e non sono osservabili deformazioni e/o modifiche macroscopiche della sua superficie.

In condizioni di lavoro che prevedono il bagno in ipoclorito di sodio e la sterilizzazione, gli strumenti in Ni-Ti si deteriorano più velocemente, rispetto agli strumenti in acciaio. Ciò non per l'azione dell'ipoclorito, il quale non ha alcun effetto sulla lega (contrariamente a quanto accade per l'acciaio), ma per l'azione della sterilizzazione in autoclave che, a causa dell'ambiente ricco di ossigeno,



determina fenomeni di ossidazione delle componenti superficiali della lega e riduzione della resistenza meccanica<sup>20,50</sup>.

In relazione al numero di utilizzi di uno strumento rotante in Ni-Ti, esistono pareri discordanti.

Ruddle C.J.<sup>21</sup>, ad esempio è propenso ad utilizzare uno strumento una sola volta, al fine di ridurre al minimo il rischio di frattura da fatica o da usura; altri invece, come Buchanan S.L.<sup>22</sup>, sono concordi nel affermare che sia possibile utilizzare uno stesso strumento in Ni-Ti più volte, sempre tenendo in considerazione, però, che è opportuno eliminare uno strumento dopo averlo adoperato in un canale caratterizzato da calcificazioni o con severe anfrattuosità e curvature, anche se è stato usato per la prima volta. Perciò, prima di ogni utilizzo, è bene valutare lo stato dello strumento.

La *frattura* è un processo irreversibile durante il quale si formano nuove superfici libere in un corpo solido in uno stato di sforzo e deformazione, in particolari condizioni ambientali.

In relazione alle proprietà intrinseche di un materiale possiamo avere due tipologie di frattura:

- La frattura duttile si verifica dopo apprezzabili deformazioni plastiche. Si propaga lentamente ed è di solito accompagnata da strizione;
- La frattura fragile avviene all'improvviso, senza segni premonitori. E' legata alla presenza di microcricche che si propagano rapidamente<sup>2</sup>.

Quando uno strumento in Ni-Ti è sollecitato da forze statiche o dinamiche, non si limita a resistere o a fratturarsi, ma attraversa in maniera dinamica, le seguenti fasi<sup>23</sup>:

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

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

Sattapan et al.<sup>24</sup> distinguono due tipi di frattura:

- Torsione (con deformazione).
- Fatica in flessione (senza deformazione).

La frattura da torsione si manifesta per una coppia di forze che agiscono lungo l'asse dello strumento, contrapposte tra loro e ortogonali all'asse stesso. Essa si può avere per:

- Blocco della punta (taper-lock)<sup>25</sup>;
- Blocco da ostruzione delle spire per eccesso di detriti/frattura da riporto;
- Disavvolgimento delle spire<sup>26</sup>.

La rotazione in flessione all'interno di una curvatura canalare degli strumenti endodontici determina un processo di fatica ciclica. Ciò porta alla frattura da fatica che è una tipologia di separazione che si manifesta in strutture fluttuanti e sottoposte a stress dinamico.

Il processo di frattura da fatica è caratterizzato da tre differenti passaggi:

- Formazione dei crack: un piccolo crack si forma su alcuni punti di elevata concentrazione di stress;
- Propagazione dei crack: aumentano in relazione a ogni ciclo di stress;
- Frattura finale: avviene immediatamente dopo che l'avanzamento dei crack ha raggiunto un punto critico.

In conclusione, quanto maggiore sarà la massa dello strumento, quindi la sua rigidità, minore sarà la sua resistenza alla fatica ciclica<sup>2</sup>.

#### **2.4 - Biocompatibilità**

Un biomateriale è un materiale che si interfaccia con i sistemi biologici per valutare, trattare, aumentare o sostituire un qualunque tessuto, organo o funzione dell'organismo. I meccanismi di difesa naturali, paradossalmente, costituiscono il principale ostacolo all'applicazione di dispositivi medici, pertanto una prerogativa fondamentale per un biomateriale è quella di *Biocompatibilità*, ovvero la capacità di svolgere la funzione desiderata, generando una risposta cellulare o tissutale più appropriata, senza provocare effetti indesiderati locali o sistemici nell'ospite<sup>27</sup>.

In tal senso, i dispositivi che vengono posti a contatto diretto con l'organismo devono essere costituiti da materiali che abbiano caratteristiche chimico-fisiche tali da non farli risultare tossici o irritanti, né a livello sistemico né localmente, e che non siano allergenici, cancerogeni o genotossici<sup>2</sup>.

In relazione alla biocompatibilità della lega Ni-Ti, essa è ancora in discussione in quanto è possibile che vi sia un rilascio di ioni nichel dotati di effetto

citotossico<sup>28</sup>. 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<sup>18</sup>.

### 3 - Strumenti Ni-Ti e sistematiche operative

Il Ni-Ti vide la sua prima applicazione in endodonzia nel 1988 quando, da Walia et al.<sup>29</sup>, furono testati degli strumenti manuali con morfologia simile agli strumenti d'acciaio. Il passaggio dall'utilizzo manuale a quello rotante avvenne nel 1993-1994 grazie a J. McSpadden<sup>30</sup> che sviluppò i primi strumenti endodontici rotanti, a conicità aumentata, in grado di sagomare precisamente i canali radicolari e in pochi minuti, montati su manipolo riduttore. Mediante l'introduzione di questa nuova tipologia di strumenti è stato possibile, non solo ridurre i tempi operativi, ma anche ottenere ottimi risultati in termini di sagomatura nel rispetto dell'anatomia canalare<sup>64</sup>.

Gli strumenti rotanti in Ni-Ti possono essere usati come soluzione alternativa o in associazione ai tradizionali strumenti in acciaio, da cui si differenziano per molti vantaggi e alcuni svantaggi. I vantaggi derivati dall'uso della lega Ni-Ti sono:

- Maggiore flessibilità;
- Migliore mantenimento dell'angolo di curvatura post strumentazione;
- Minore numero di casi in cui si formano gradini, stripping e false strade<sup>31</sup>;
- Maggiore facilità d'uso;
- Curva d'apprendimento più veloce;
- Maggiore rapidità nella preparazione canalare;
- Possibilità di produrre strumenti con conicità maggiori.

Gli strumenti in Ni-Ti presentano però anche degli svantaggi:

- Maggior numero di separazione degli strumenti.
- Minore sensibilità tattile<sup>18</sup>;

- Minore durezza superficiale e conseguente maggiore tendenza all'usura e allo "spuntamento"<sup>32</sup>;
- Minore efficacia nella detersione del terzo apicale, per la maggiore formazione di detriti e smear layer<sup>33</sup>;
- Minore efficacia di sagomatura nei canali di forma ovale, a causa della caratteristica autocentrante del Ni-Ti;
- Difficoltà a precurvare gli strumenti.

Con l'introduzione del Ni-Ti, l'anatomia canalare è sempre più un fattore cardine che deve essere attentamente valutato ancora prima di iniziare il trattamento canalare stesso. La strumentazione rotante mediante l'utilizzo di Ni-Ti è, quindi, notevolmente influenzata dall'anatomia canalare in quanto, se particolarmente complessa, è in grado di determinare l'insorgenza di notevoli sollecitazioni meccaniche negli strumenti, tali da rendere difficoltosa o pericolosa la fase di sagomatura ed esporre a un maggiore rischio di errori iatrogeni e/o fratture<sup>3</sup>.

### *3.1 - Design degli strumenti endodontici in Ni-Ti*

Il disegno riveste un ruolo fondamentale perché caratterizza i differenti strumenti 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 conicità (taper) degli strumenti è generalmente misurata in relazione all'aumento del diametro in millimetri a partire dalla punta.

Gli strumenti in Ni-Ti sono caratterizzati da una peculiare conicità aumentata (>.02) che li differenzia notevolmente da quelli in acciaio.

La punta degli utensili in nichel-titanio rappresenta la parte più vulnerabile dello strumento<sup>34</sup>. Essa svolge sia la funzione di allargare il canale che quella di guidare il file all'interno del lume canalare<sup>35</sup>.

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<sup>36</sup>.

I "flute" o 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<sup>37</sup>.

Un flute più ampio 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" (Fig.3). Esso può essere definito:

- 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.

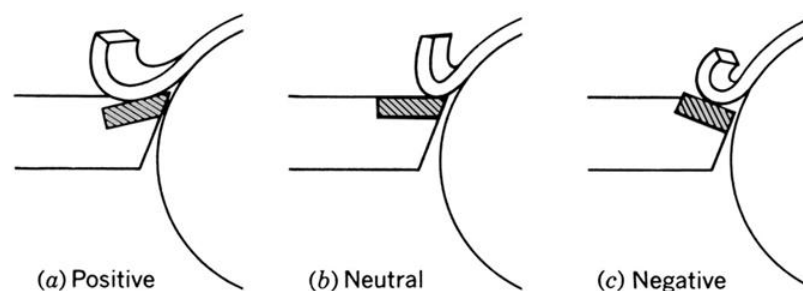


Figura 3 – Rake angle.

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<sup>18</sup>.

Il flute, 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.

### **3.2 - Rotazione continua**

Gli strumenti in Ni-Ti, generalmente, sono mossi da manipoli meccanici che forniscono loro una velocità di rotazione completa molto bassa e un controllo del torque. Di norma, questi parametri sono indicati dalla stessa casa produttrice, al fine di migliorarne l'utilizzo e le performance.

Attraverso l'utilizzo degli strumenti rotanti in Ni-Ti, si ottiene un'azione di taglio meglio distribuita e più uniforme, in quanto essi sono caratterizzati da un movimento di alesatura, responsabile di un maggior centraggio e un minor trasporto del canale preparato<sup>3</sup>.

L'azione rotatoria di tali strumenti produce una preparazione a sezione circolare, che risulta essere ottimale nella preparazione del terzo apicale, dove anche il canale stesso, di norma ha questa morfologia; al contrario, nei due terzi coronali dei canali ampi o a forma ovale o a nastro, essa si esplica nel centro o su di un lato del canale, lasciando le rimanenti pareti non strumentate. Questo è un limite della strumentazione Ni-Ti che richiede di essere compensato con la tecnica manuale e/o con le frese Gates. Da ultimo la strumentazione basata sulla rotazione, sia manuale che a motore, riduce l'estrusione apicale di materiale asportato rispetto alla limatura, con minore incidenza di infiammazione e dolore postoperatori<sup>10</sup>.

Gli strumenti rotanti in Ni-Ti, in relazione alle modifiche morfologiche susseguitesi nel corso degli anni, possono essere classificati in quattro generazioni:

- *prima generazione*, caratterizzati da una morfologia simile a quelli manuali, a loro volta con design molto simile agli strumenti d'acciaio;

- *seconda generazione*, caratterizzati da lame ed angoli di taglio negativi o lame ed angoli di taglio positivi. Avevano un'anima residua aumentata, quindi erano più rigidi;
- *terza generazione*, caratterizzati da un angolo di taglio più aggressivo, in grado di effettuare delle incisioni più efficaci, tipiche di questi strumenti. Proprio per bilanciare la maggiore azione di taglio, la punta è stata arrotondata e resa non attiva simile alla prima generazione;
- *quarta generazione*, quasi tutti presentano sezione triangolare con punta non attiva (nessun punto di contatto) e passo progressivo delle spire<sup>13</sup>.

Al fine di fornire una sollecitazione il più possibile costante che consenta la trasformazione austenite-martensite, quindi di sfruttare le proprietà superelastiche del Ni-Ti, è di fondamentale importanza l'utilizzo di motori che consentano una rotazione continua, il controllo della velocità e del torque. In tal senso lo strumento deve essere introdotto nel canale già in rotazione ed accompagnato al suo interno con una leggera pressione. Soprattutto nelle porzioni curve, lo strumento non deve mai rimanere alla stessa profondità ma, con un movimento di andirivieni, deve essere mosso all'interno del canale per evitare eccessivi stress tensivi-compressivi nello stesso punto dello strumento, che possano fratturarlo. Il movimento deve essere quindi, fluido, continuo e senza arresti<sup>13</sup>.

Tra gli strumenti Ni-Ti a rotazione continua proposti ultimamente, vi sono i BT-Race (FKG). Essi sono strumenti monouso, sterilizzati in blister individuali. Ne è raccomandato l'utilizzo per non più di 4-5 canali. Parlando di strumentazione monouso, abbiamo il vantaggio di diminuire la probabilità di infezioni crociate e di non sottoporre a usura eccessiva i file. Ne conseguono, però, costi più elevati da parte dell'operatore.

I BT-Race sono caratterizzati da un disegno non a vite, da punta non lavorante e hanno una sezione triangolare (Fig.4). Proprio il design di tale punta, denominata "Booster Tip" costituisce la caratteristica peculiare di tali strumenti. Essa inizia come una punta non tagliente e si estende da 0 a 0.17 mm di diametro (Fig.5).

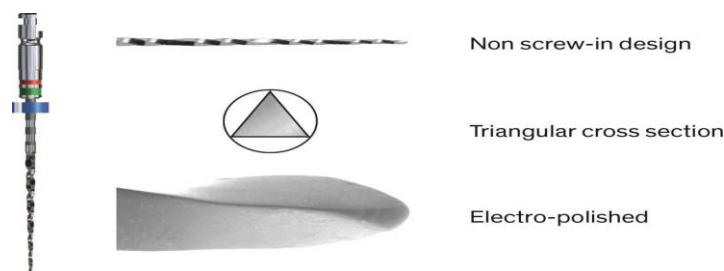


Figura 4 -  
Caratteristiche Bt-Race.

Tale punta consentirebbe di seguire più agevolmente le curvature del canale, senza determinare eccessivo stress sul file o sulla radice.

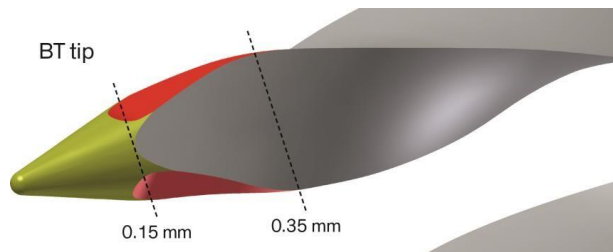


Figura 5 - Particolare della punta BT.

La sequenza operativa dei BT-Race prevede l'utilizzo di tre file (Fig.6):

- BT1, caratterizzato da diametro #10 e da una conicità .06, è utilizzato per l'esplorazione dei canali radicolari (*scouting*);
- BT2, caratterizzato da diametro #35 e da una conicità assente, è utilizzato per la preparazione del terzo apicale;
- BT3, caratterizzato da diametro #35 e da una conicità .04, è utilizzato per la sagomatura finale del canale (*shaping*).

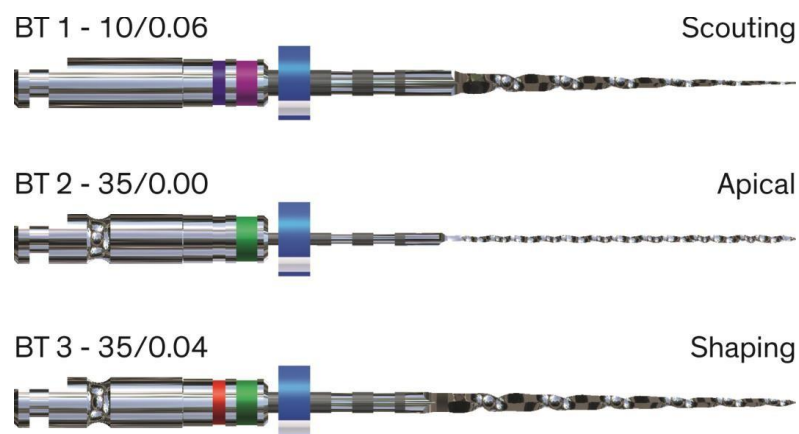


Figura 6 - Sequenza BT-Race



Inoltre sono presenti due file denominati BT-Race XL (BT40, BT50), caratterizzati rispettivamente da diametri #40 e #50 e con conicità .04 per entrambi.

Prima di mettere in atto la sequenza operativa BT-Race, è preferibile comunque, eseguire il glide path con un file manuale avente diametro #15 e conicità .02.

Per quanto concerne la velocità di rotazione, se ne consiglia una compresa tra i 600 e i 1000 rpm, sotto abbondante irrigazione<sup>38</sup>.

### *3.3 - Rotazione alternata*

Di recente, è stata proposta da Yared G.<sup>39</sup> una nuova metodologia di utilizzo della strumentazione Ni-Ti, che prevede che lo strumento non ruoti in maniera continua all'interno del canale, bensì alternata.

Il movimento reciprocante trae spunto dalla tecnica delle forze bilanciate di Roane<sup>40</sup> (1985) e può essere descritto come il movimento oscillante di uno strumento che prima di compiere un giro completo, inverte la propria direzione per pochi istanti.

L'utilizzo dei sistemi reciprocanti è in grado di aumentare la resistenza alla fatica ciclica degli strumenti in Ni-Ti, rispetto alla rotazione continua<sup>41,42</sup>, principalmente perché riduce lo stress a cui è sottoposto lo strumento, prolungandone la vita utile<sup>43</sup>.

Nello specifico, il movimento di lavoro degli strumenti reciprocanti, consta di un ampio angolo di rotazione nella direzione di taglio (antioraria), che determina l'avanzamento dello strumento all'interno del canale e l'impegno della dentina per tagliarla, e di un angolo ridotto nella direzione di rilascio opposta (oraria) che permette al file di disimpegnarsi immediatamente e progredire in maniera sicura lungo il canale (Fig.7).

Tali angoli sono stati progettati per essere inferiori rispetto a quelli del limite elastico dello strumento, minimizzando così i rischi di frattura.

D'altra parte, nonostante questi strumenti completino una rotazione di 360° in diversi cicli di rotazione reciprocante, l'accumulo di fatica del metallo rimane una preoccupazione<sup>44</sup>.

Sia l'entità dell'angolo di taglio, sia quella dell'angolo di rilascio, insieme a velocità e torque, sono specifici per ogni strumento.

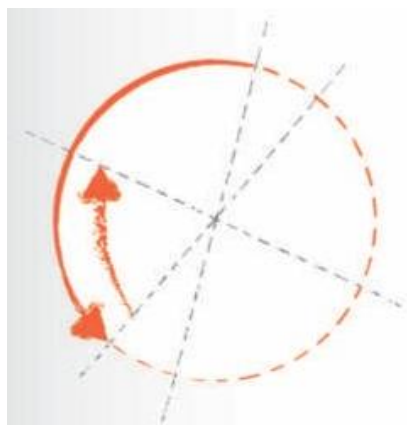


Figura 7 - Schema rotazione alternata.

Sebbene le case produttrici propongano l'utilizzo di un singolo file per l'intera preparazione del canale, quasi sempre è consigliabile la creazione preliminare di un *glide path* sia per un utilizzo più sicuro degli strumenti reciprocanti, sia per il mantenimento di una corretta anatomia canale<sup>45</sup>: sembrerebbe infatti che la maggiore capacità degli strumenti Ni-Ti di rimanere centrati nel canale<sup>46</sup>, possa indurre un raddrizzamento della curvatura che si manifesta con la riduzione della lunghezza di lavoro e il rischio di mandare lo strumento oltre apice<sup>47</sup>.

Per quanto riguarda l'estrusione di detriti, recenti studi hanno dimostrato che l'utilizzo degli strumenti reciprocanti attualmente commercializzati sembrerebbe aumentare significativamente il quantitativo di detriti estrusi oltre apice<sup>48</sup> rispetto agli strumenti rotanti in Ni-Ti utilizzati in rotazione continua, determinando, di conseguenza, un aumento del dolore post-operatorio<sup>49</sup>. L'insorgenza di quest'ultimo può essere ricondotta al movimento che contraddistingue tali sistematiche: un ampio angolo di taglio seguito da un angolo di rilascio ridotto; durante la rotazione in senso orario i flute non rimuovono i detriti ma li spingono apicalmente. Inoltre, tali tecniche si basano sull'utilizzo di un singolo file che raggiunge la lunghezza di lavoro; gli strumenti reciprocanti vengono utilizzati con una pressione diretta in senso apicale, che produce un effetto "pistone", spingendo i detriti attraverso l'apice.

Recentemente sono stati introdotti gli strumenti rotanti Reciproc (VDW) e WaveOne (Dentsply Maillefer) che promettono di preparare i canali radicolari con un solo strumento, riducendo significativamente la durata dell'intervento.

Questi file sono prodotti con una speciale lega Nichel-Titanio, detta M-Wire. Questa lega è ottenuta mediante innovativi procedimenti termici che le

conferiscono una maggiore flessibilità e una maggiore resistenza alla fatica ciclica, rispetto al NiTi tradizionale.

Il sistema Wave one è concepito come monouso e si raccomanda un'abbondante irrigazione. Questi strumenti devono essere utilizzati solo con specifici motori alternati. Non dovrebbero essere utilizzati in caso di pronunciata curvatura apicale che può essere causa di rottura dello strumento. La scelta dello strumento da utilizzare è tra : PRIMARY (025 .08) è indicato per sagomare completamente la maggior parte dei canali radicolari; SMALL (021 .06) in caso un k-file 010 incontrasse molta resistenza; LARGE (040 .08) se la resistenza la avvertissi con un k-file 020. Tutti gli strumenti devono lavorare applicando una lieve pressione e compiendo movimenti di debole ampiezza (2 - 3 mm) fino a che lo strumento non incontra una resistenza che gli impedisce di progredire. La tecnica di sagomatura waveone prevede ,una volta rimosso lo strumento, l'eliminazione dei detriti e il controllo delle scanalature taglienti .La sagomatura finita è confermata se le scanalature apicali dello strumento rilevano dentina. Irrigare, ricapitolare e irrigare nuovamente. <sup>[51]</sup>

## 4 - Microcomputed Tomography: studio dell'anatomia endodontica

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 l'estensione apico-coronale e mesio-distale, ma anche quella vestibolo-linguale/palatale<sup>59</sup>. Pertanto, l'immagine radiografica bidimensionale costituisce sicuramente una rappresentazione eccessivamente esemplificativa, limitata e fuorviante della realtà anatomica in questione.

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

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

In radiologia la tomografia computerizzata (TC) è una metodica diagnostica per immagini, che sfrutta radiazioni ionizzanti (raggi X) e consente di riprodurre sezioni o strati corporei del paziente elaborandoli, tramite un computer, in immagini tridimensionali<sup>52</sup>. Questa metodica è nota anche come TAC, acronimo di Tomografia Assiale Computerizzata.

La microtomografia (Fig.8) è una forma miniaturizzata della tomografia assiale computerizzata, utilizzata per creare mappe tridimensionali di piccoli campioni<sup>53</sup>, con una risoluzione dell'ordine dei 10 micron; questo sistema risulta essere non invasivo e non distruttivo, utili per lo studio dei tessuti duri, fornendo informazioni anche sulla struttura e la concentrazione dei minerali. Viene utilizzata anche nel campo dei materiali, in particolare per i compositi, per i quali è molto importante ottenere le immagini della formazione di eventuali fratture attraverso una metodica non distruttiva.



Figura 8 - Microtomografo SkyScan 1072.

Tramite la scansione con raggi X e l'elaborazione del computer, è possibile ottenere la ricostruzione tridimensionale della microstruttura interna del nostro campione. L'immagine che si ottiene viene ricostruita dall'insieme di superfici di sezioni piane, acquisite ed elaborate durante la scansione del campione, e che possono anche fornire informazioni di tipo morfologico e densitometrico. 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)<sup>54</sup>, la cui scala consta di 2000 diverse tonalità di grigio, dal nero al bianco.

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 (Fig.9).

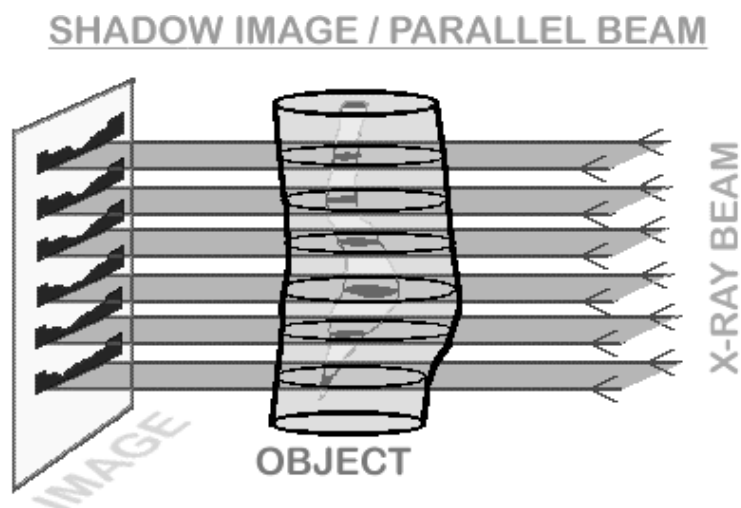


Figura 9 - Immagine Rx bidimensionale a partire da un oggetto tridimensionale.

Per la 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 (Fig.10).

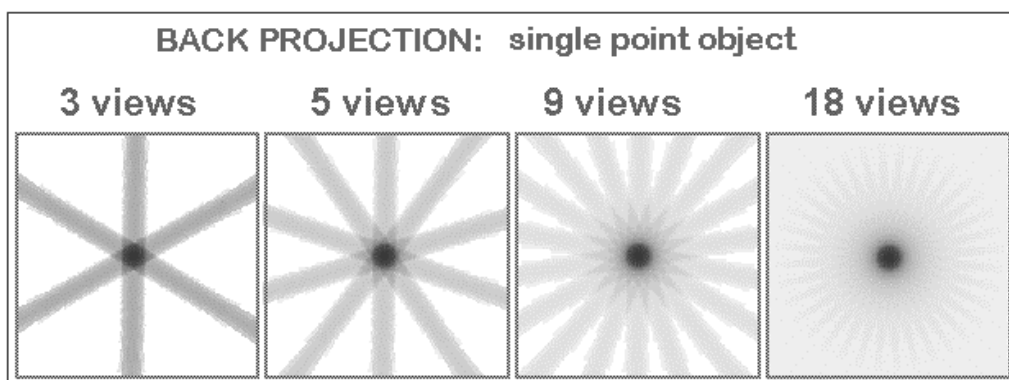


Figura 10 - Aumentando il numero di proiezioni oMVra, la localizzazione dell'oggetto diverrà più nitida.

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 (Fig.11).

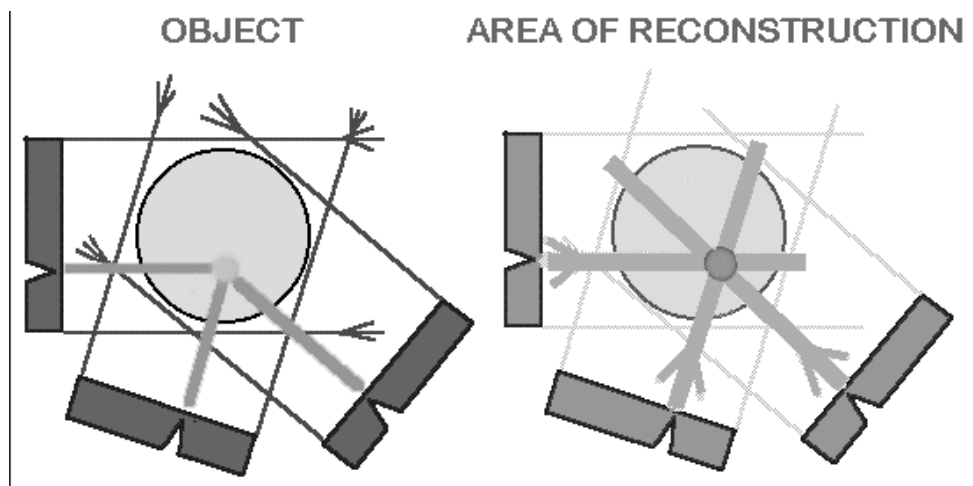


Figura 11 - La definizione dell'immagine migliora aumentando il numero di proiezioni.

Alla base del funzionamento della Micro-Tc 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 slice per slice e i rilevatori impiegati sono di tipo lineare. Nella geometria cone-beam, il fascio di raggi X presenta una forma di

un cono<sup>55</sup>; in questo caso, per ogni angolo di rotazione, si acquisisce la radiografia dell'intero oggetto in esame grazie all'uso di grandi rilevatori bidimensionali.



## **5 PARTE SPERIMENTALE**

### **5.1 SCOPO DEL LAVORO**

L'obiettivo del presente lavoro è stato quello di analizzare la capacità di sagomatura in sistematiche che sfruttano il movimento reciprocante vs. rotazione continua: WaveOne vs. BT-Race.

La capacità di sagomatura viene valutata esaminando : percentuale di dentina rimossa, incremento di volume nel canale ,trasporto canalare (coronale,medio,apicale) ,centraggio coronale ( coronale,medio,apicale) mediante l'utilizzo della microtomografia computerizzata (micro-CT) in elementi dentari pluriradicoliati con angolo di curvatura medio/severo.

### **5.2 MATERIALI E METODI**

#### **5.2.1 SCELTA DEI CAMPIONI**

Nel presente studio sono stati selezionati 40 molari, 20 inferiori e 20 superiori estratti per motivi ortodontici o parodontali.

I criteri di selezione del campione sono stati i seguenti:

- Ogni dente doveva avere le radici completamente formate ed assenza di riassorbimenti;
- Presenza di angoli di curvatura delle radici di grado medio o severo;
- Assenza di alterazioni anatomiche o calcificazioni canalari.

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

L'apertura della camera pulpare è stata eseguita con una fresa diamantata conica anello verde (Zekyra, Dentsply Maillefer) montata su turbina e successivamente è stata utilizzata una fresa Endo Z (Dentsply Maillefer) sotto abbondante irrigazione per completare l'apertura della camera ed evitare qualsiasi danno a livello del

pavimento dell'elemento dentario. Dopo la decuspidazione, per rendere più semplice prendere un punto di repera delle lunghezze di lavoro, sono stati individuati gli orifizi canalari e sono stati sondati i canali con k-file 10/ .02 (Dentsply Maillefer) fino a che la punta del file oltre il

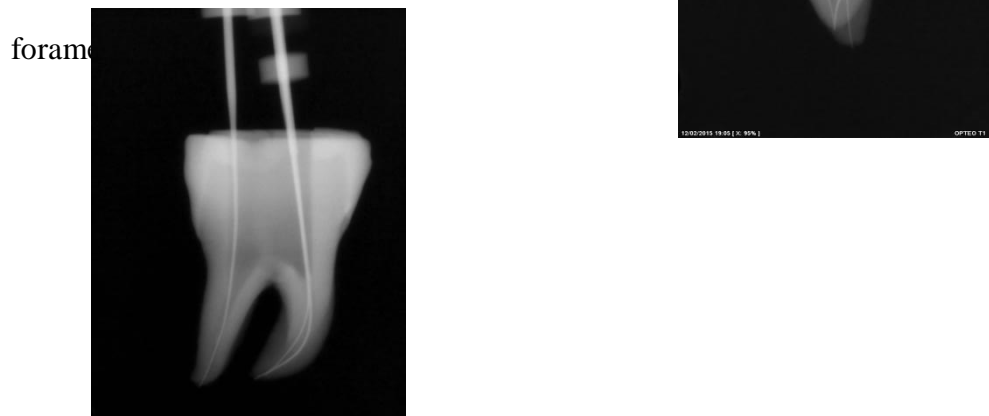


Fig 12 – Rx Digitali proiezioni Vestibolo-Orale e Mesio-Distale.

E' stata così ricavata la lunghezza dei canali, e sono state eseguite delle radiografie digitali (Xios XG Select, Sirona Dental) in proiezione Vestibolo-Orale e Mesio-Distale (Fig.12) dalle quali sono state ricavate le informazioni riguardo la curvatura dei canali attraverso il metodo di Schneider (Schneider 1971) utilizzando il programma AutoCAD 2014.(Fig. 13)

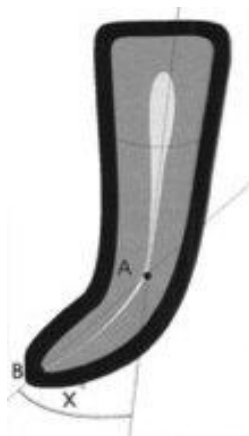


Fig 13 – Diagramma del metodo di misura di Schneider (1971)

I campioni sono stati quindi divisi in due gruppi (Gruppo A e Gruppo B) a cui sono stati assegnati in base al grado medio di curvatura radicolare e al numero dei canali. Inoltre sono stati identificati in due tabelle differenti per gruppo i molari superiori e molari inferiori.

I primi 20 campioni sono stati strumentati utilizzando la sistematica reciprocante WaveOne (Dentsply Maillefer) , gli altri 20 campioni utilizzando la strumentazione a rotazione continua Bt-race.( Tab. 1;Tab. 2;Tab. 3;Tab. 4)

### MOLARI INFERIORI

Dente	Canali	Lunghezza Canali (mm)	Angolo di curvatura (Schneider 1971)
1 i	3	MV:18 MO:17,5 D:16	Proiez. VO: M=28° Proiez. MD: M=25°
2 i	3	MV:19 MO:16,5 D:17	Proiez. VO: M=40° Proiez. MD: M=18°;17°
3 i	3	MV:19 MO:18 D:18,5	Proiez. VO: M=23° Proiez. MD: M=20°
4 i	4	MV:17 MO:18 DV:18,5 DO:17	Proiez. VO: M=38° Proiez. MD: M=30° D=32°
5 i	3	MV:18 MO:17 D:16,5	Proiez. VO: M=41°

Tabella 1- Gruppo A WaveOne

Dente	Canali	Lunghezza Canali (mm)	Angolo di curvatura (Schneider 1971)
6 i	3	MO:18 MV:18,5 D:18,5	Proiez. VO: M=33° D=19° Proiez. MD: M=30°
7 i	3	MV:18,5 MO:19 D:19	Proiez. VO: M=45° Proiez. MD: M=38°
8 i	3	MV:18 MO:18 D:17,5	Proiez. VO: M=32° Proiez. MD: M=26°
9 i	3	MV:19 MO:19.5 D:19	Proiez. VO: M=35° D=26° Proiez. MD: 18° D=16°
10 i	3	MV:19 MO:18,5 D:19	Proiez. VO: M=34° D=40° Pro. MD M=20°;22° MO=31° D=24°

Tabella 2- Gruppo B BT-Race

### MOLARI SUPERIORI

Dente	Canali	Lunghezza Canali (mm)	Angolo di curvatura (Schneider 1971)
1 s	3	MV:18,5 DV:19 P:19	Proiez. VO: MV=32° D=15°;25°
2 s	3	MV:20 DV:19,5 P:20	Proiez. VO: MV=15° D=11°
3 s	3	MV:18 DV:19 P:19,5	Proiez. VO: MV=38°;24° P=22° Proiez. MD: MV=22° P=29°
4 s	3	MV:21 DV:19 P:19	Proiez. VO: MV=22°;35° D=16°;12° Proiez. MD: MV=24° D=30°
5 s	3	MV:20 DV:19 P:19	Proiez. VO: MV=30° Proiez. MD: MV=22°

Tabella 3- Gruppo A WaveOne

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

Tabella 4– Gruppo B BT-Race

### **5.2.2 SCANSIONE DEI CAMPIONI E:” SET UP”**

Ogni dente è stato scansionato utilizzando una micro-CT (SkyScan 1072, SkyScanb.v.b.a., Aartselaar, Belgium). Le scansioni sono state ottenute con i seguenti settaggi: 10 W, 100 kV, 73  $\mu$ A, un filtro di alluminio spesso 1 mm ed un ingrandimento 20x, con un tempo di esposizione di 3,6 secondi, rotazione di 180° e step di rotazione di 0,45°. La procedura di acquisizione consiste nella realizzazione di centinaia proiezioni 2D laterali dei campioni durante una rotazione di 180° intorno ad un asse verticale. Le immagini sono state processate attraverso un algoritmo di ricostruzione cone-beam che permette allo Skyscan una ricostruzione in 2D. I dati digitali sono stati elaborati dal software di ricostruzione (NRecon V1.4.0; Skyscan), che fornisce sezioni trasversali con una dimensione di pixel di 18,55 x 18,55  $\mu$ m. La distanza tra ogni sezione trasversale è pari a 19.0  $\mu$ m.(Fig. 14a; Fig 14b)

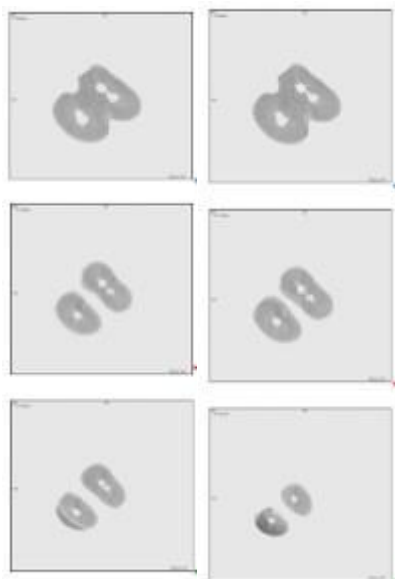


Figura 14a– Sezioni trasversali elaborati dal software NRecon V1.4.0; Skyscan 1072;Bt-Race

Figura 14b-Sezioni trasversali elaborati dal software NRecon V1.4.0;Skyscan;WaveOne

### **5.2.3 ICOSTRUZIONI IMMAGINI 3D**

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

Dopo le ricostruzioni seriali, le sezioni assiali dell’oggetto così come le ricostruzioni in 3D del campione vengono mostrate sullo schermo con le possibilità di utilizzare strumenti del software come “ruotare” e “tagliare”. La visualizzazione e l’analisi tridimensionale dei dati sono stati possibili con l’utilizzo di un software esterno: ResolveRT Amira (Visage Imaging; Mercury Computer Systems, Berlin, Germany). Il software permette la visualizzazione contemporanea di più di un set di dati 3D.(Fig. 15 a1,a2 ; Fig. 15b; Fig. 15c ; Fig 15d ; Fig 15e1-2-3)

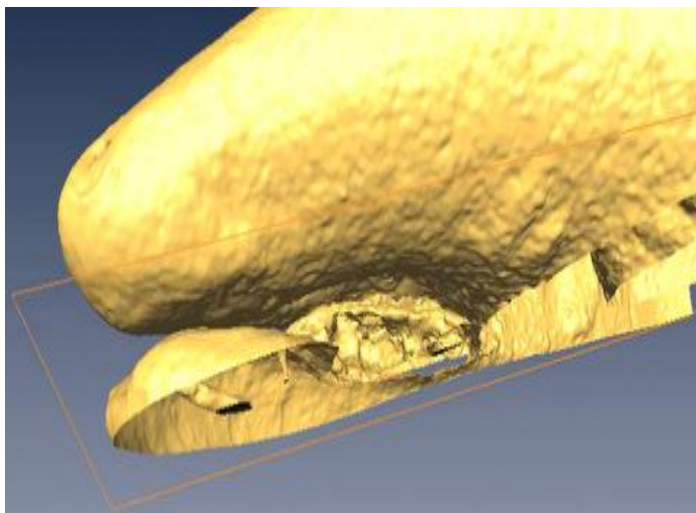


Figura 15 a1-Ricostruzione tramite software: Resolve RT Amira

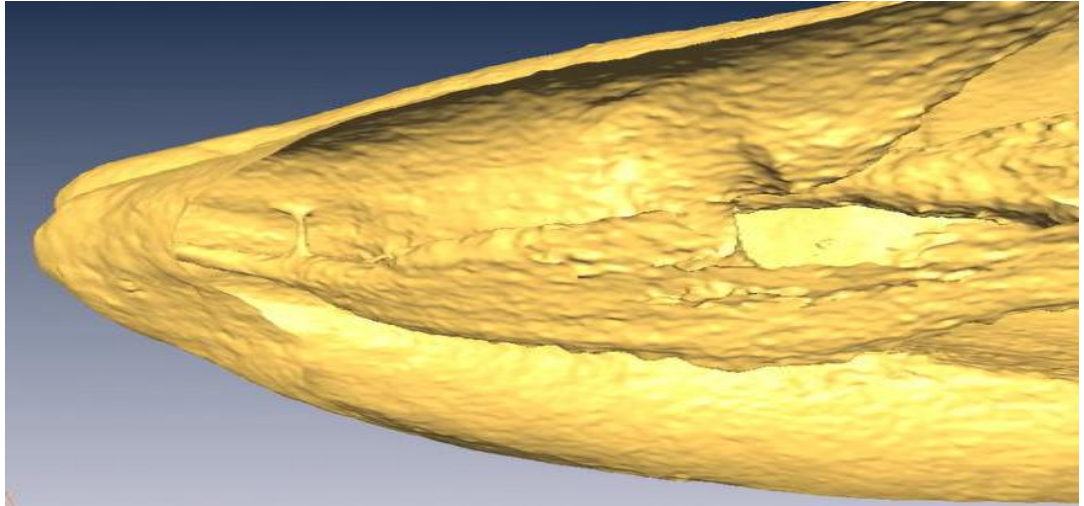


Figura 15 a2-Ricostruzione tramite software: Resolve RT Amira

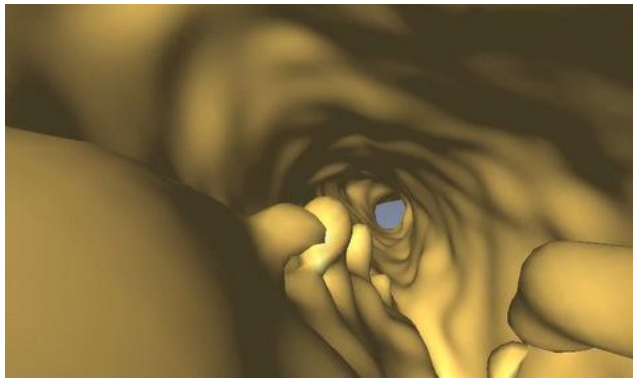


Figura 15 b-Ricostruzione tramite software : Resolve RT Amira

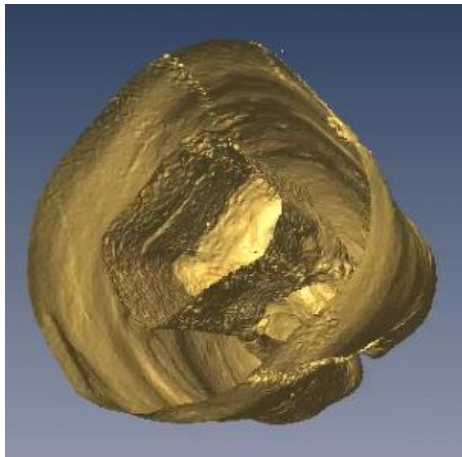


Figura 15 c-Ricostruzione tramite software : Resolve RT Amira

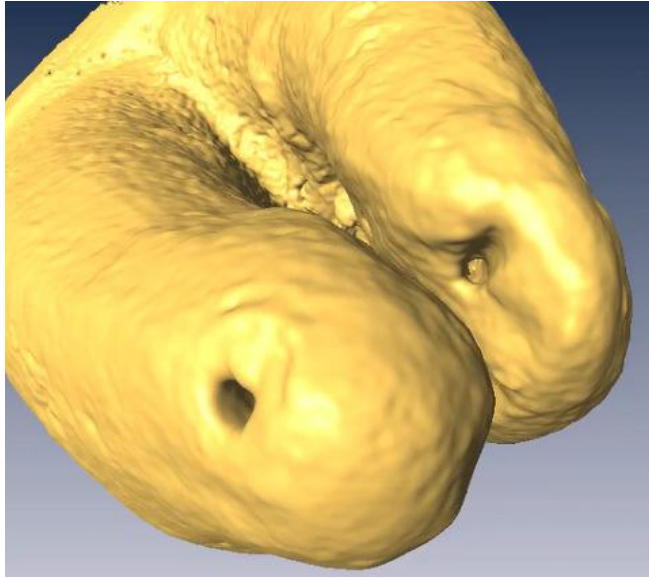


Figura 15 d-Ricostruzione tramite software : Resolve RT Amira



Figura 15 e1 -Ricostruzione tramite software: Resolve RT Amira

Figura 15 e2-Ricostruzione tramite software: Resolve RT Amira



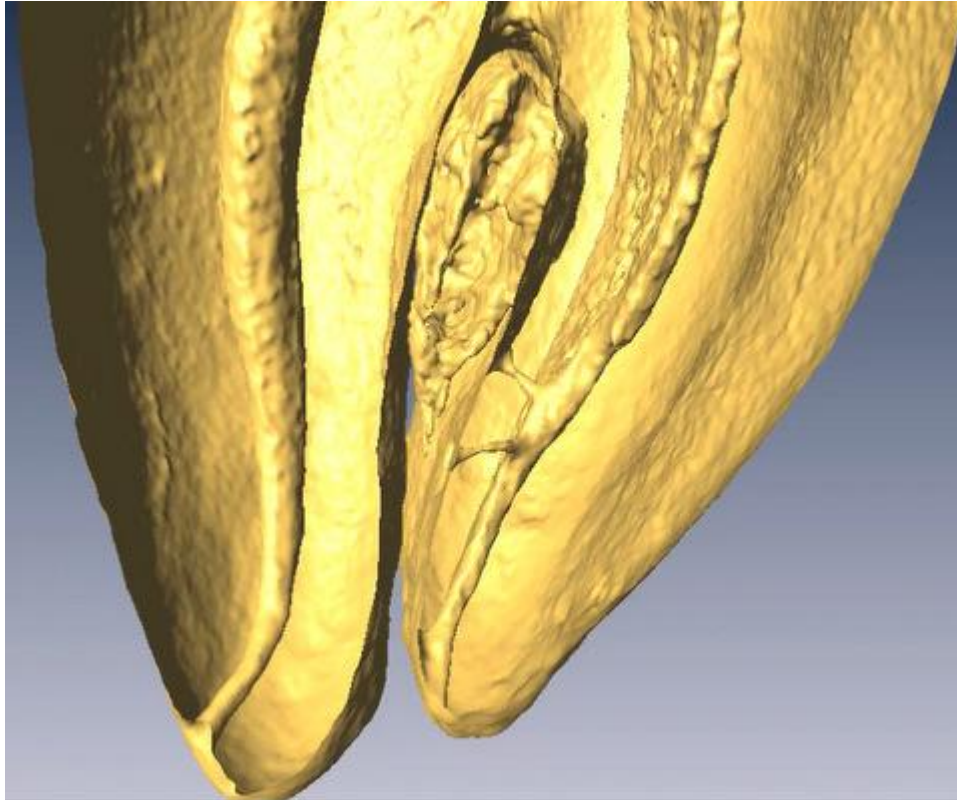


Figura 15 e3-Ricostruzione tramite software: Resolve RT Amira

#### **5.2.4 STRUMENTAZIONE**

Il Gruppo A è stato strumentato utilizzando i WAVEONE .I Waveone sfruttano la tecnica del file unico con rotazione alternata. Il motore dedicato sfrutta il “movimento alternato” (reciprocating motion), cioè cambia alternativamente la direzione di rotazione in fase di sagomatura. Il ricorso ad un’ampia angolazione di rotazione nella direzione di taglio assicura un’elevata efficienza. Inoltre l’utilizzo di un’angolazione inferiore in direzione contraria aiuta lo strumento ad avanzare lungo il canale, rispettandone l’anatomia. Sono progettati e realizzati con l’innovazione del materiale NiTi-M-Wire™. Le caratteristiche che ne derivano assicurano una totale flessibilità ed una resistenza superiore alla fatica ciclica, la causa principale della rottura degli strumenti.

Gli strumenti NiTi con “movimento alternato” waveone sono confezionati in blister pre-sterilizzati e dotati di impugnatura non autoclavabile. La Tecnica di sagomatura waveone prevede una sistematica ben definita. Il file primary è progettato per la sagomatura completa di gran parte dei canali radicolari. Nel caso invece lo strumento K-File 10 incontra resistenza all’interno del canale, lo

strumento adeguato è quello con misura small. Se uno strumento K-File 20 penetra facilmente, il file adeguato sarà large. In genere, un solo file waveone è sufficiente per la sagomatura completa del canale radicolare.

Antitetico alla sistematica WaveOne, abbiamo preferito analizzare strumenti che sfruttano la rotazione continua. Pertanto il gruppo B è stato strumentato con il sistema BtRace.

La sistematica operativa BtRace sfrutta la rotazione continua ,fornita da motori dedicati , permettendo di somministrare così una continua sollecitazione meccanica alla lega NiTi. Per la maggior parte dei casi si utilizza una velocità di 800 giri al minuto ( 600-1000 rpm). La sistematica operativa BtRace prevede :

- 1.Raggiunto l'accesso coronale , la lunghezza di lavoro dovrebbe essere ottenuta con file di piccole dimensioni (ISO 06 , 08 , 10 o 15 ) secondo la costrizione di ogni canale.
2. Un sentiero di percorribilità deve essere eseguito con un piccolo file in acciaio inox o NiTi file fino a ISO 15 prima di utilizzare la sequenza BT -Race .
3. I file di tutta la sequenza devono essere usati a pieno prima di passare al file successivo in sequenza. Per file , il tempo totale di lavoro in un canale non deve superare i 10 secondi .
4. Utilizzare lo sterile BT1 con un lungo e delicato movimento( 3-4 avanti e indietro ). Se BT1 non raggiunge la lunghezza di lavoro , pulire la strumento , irrigare e ripetere fino a quando la lunghezza viene raggiunta.
5. Ricapitolare con ISO K -File 15 per rimuoverei detriti e mantenere il glide path aperto ,irrigare.
6. Uso sterile BT2 come BT1 .
7. Ricapitolare con K - file ISO 15 , irrigare .
8. Uso sterile BT3 fino alla lunghezza di lavoro come BT1.

### **5.3 ANALISI DELLE IMMAGINI 3D**

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

Il confronto tra gli assi canalari pre e post-trattamento è uno degli obiettivi del software utilizzato. Per ottenere prestazioni ottimali ,è necessario che l'utente

inserirsi pochi input selezionando il canale interessato e la direzione della diramazione da seguire quando è necessario. Successivamente il programma analizza il canale in parallelo nelle due strutture ,pre e post-strumentazione co-registrate, calcolando un modello dell'asse del canale evidenziandone contorno e superfici .

Avendo inoltre la possibilità di rappresentare i canali pre e post-strumentazione nello stesso sistema di riferimento, è realizzabile l'ampliamento delle sezioni trasversali del canale lungo il suo asse.

Scorrendo il canale dalla corona fino all'apice attraverso le sezioni estratte dal programma, può essere stimata la quantità di dentina rimossa in ogni sezione utilizzando la grandezza conosciuta di un voxel. Contemporaneamente, per valutare la qualità del trattamento , viene stimata la percentuale della superficie canalare trattata (percentage of touched canal surface, PTCS). (Fig.16a ,16b)

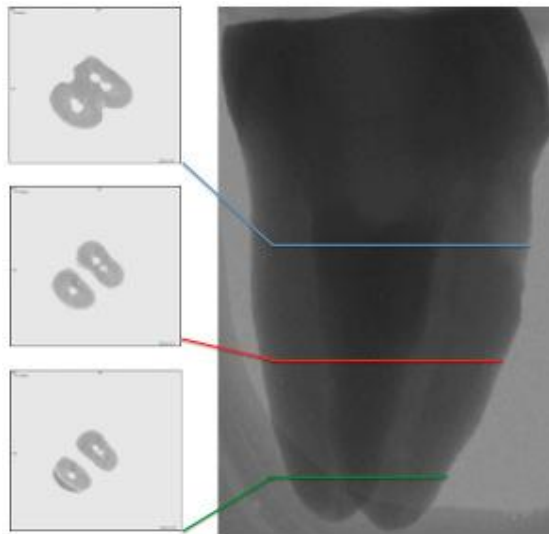


Fig.16a Scansione MicroTc, molare inferiore post-strumentazione con Bt-race

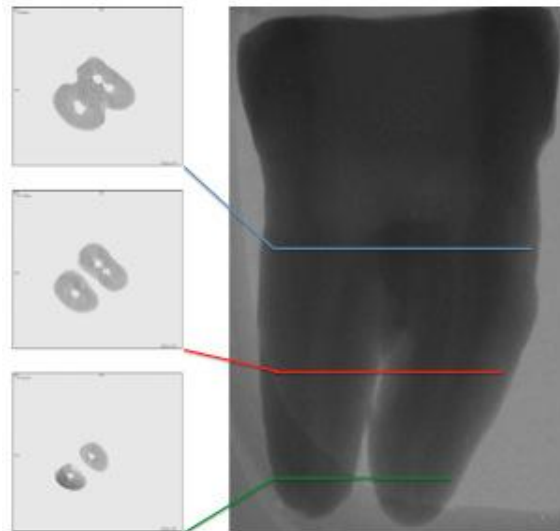


Fig.16b Scansione MicroTc ,molare inferiore post-strumentazione con WaveOne

Precisamente, quando l'ampliamento del canale non è uniforme o il PTCS è basso, la qualità del trattamento sarà bassa e coerentemente dicasi per il processo di rimozione della dentina infetta.

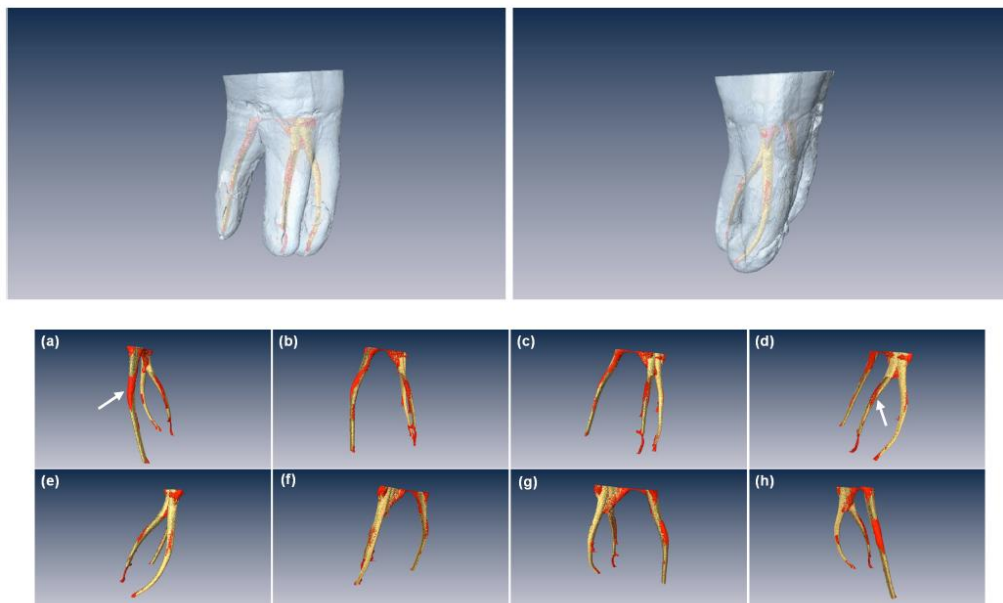


Figura 17. "Struttura canalare 3D". In alto è visibile la struttura del dente contenente in trasparenza i canali. In basso c'è la sovrapposizione dei canali radicolari pre e post-trattamento. Le zone rosse indicano che le superfici pre e post-trattamento coincidono, la zona color oro indica dove la superficie canalare post-trattamento è più ampia. Ogni "snapshot" corrisponde ad una rotazione di 45°.

Nella figura 17 viene mostrata l'intera struttura del dente composta da tre radici e un canale per radice, dove le zone "rosse" sono quelle dove le superfici del canale pre e post-strumentazione coincidono e quindi la qualità del trattamento non è soddisfacente. La più bassa efficienza del trattamento è localizzata nelle zone dove il canale inizia la curva nella parte esterna.

La posizione del centro del canale nelle immagini 3D insieme ai dati quantitativi mostrati nella Tabella (Tabella 1) permettono di correlare il volume di dentina rimossa e la PTCS con la presenza di curve, restringimenti e biforcazioni. Questi strumenti possono essere usati per identificare le criticità del canale in relazione all'abilità degli strumenti utilizzati nel trattamento.

### **5.3.1 ANALISI STATISTICA**

L'analisi statistica dei dati raccolti è stata affidata al software SPSS 15.0 (SPSS Inc., Chicago, IL) valutando medie e deviazione standard per ogni gruppo. La comparazione fra essi è stata eseguita mediante analisi di varianza a una via con livello di significatività al 95.0%.

## 5.4 RISULTATI

	WAVEONE	BT-RACE
RIMOZIONE DENTINA (%)	1.38±0.84	1.45±0.62
INCREMENTO VOLUME CANALE (mm)	1.32±0.81	1.29±0.61
CANALE NON STRUMENTATO (%)	11.43±9.32	11.65±10.86
TRASPORTO CANALARE (coronale)	0.31±1.82	0.36±2.36
(medio)	0.28±0.36	0.22±1.30
(apicale)	0.23±1.24	0.17±0.63
CENTRAGGIO CANALE (coronale)	0.40±0.82	0.47±0.33
(medio)	0.43±0.36	0.55±0.26
(apicale)	0.72±1.12	0.62±0.28

Tabella 5: Percentuale rimozione dentina, incremento volume canale, percentuale canale non strumentato, trasporto e centraggio canale (valore medio ± deviazione standard)

Le differenze ,in termini di volume di dentina rimossa,che sono state trovate non sono state statisticamente significative tra i due gruppi ad eccezione per il volume nel terzo coronale ( $P < 0.05$ ) e il volume del terzo apicale ( $P < 0.05$ ) del canale disto-buccale dei molari mascellari e nei canali mesiali dei molari mandibolari I risultati del volume totale di dentina rimossa sono riportati nella tabella 5.

Ci sono state delle differenze non statisticamente significative in termini di trasporto canalare nella zona apicale, come evidenziato.(Tab. 5)Queste differenze possono essere imputate al differente movimento utilizzato, infatti il movimento reciprocante può essere assimilato alla tecnica delle forze bilanciate di Roane , alternando impegno e disimpegno delle lame e quindi minor ritorno elastico, il che giustifica il minor trasporto in zona apicale.

Per ciò che concerne la PTCS non ci sono differenze statisticamente significative tra i diversi strumenti endodontici utilizzati nello studio.

Prima della preparazione dei canali, non vi erano differenze per quanto riguarda curvatura e volume canalare tra i gruppi sperimentali ( $p > 0.05$ ). Neppure per il centraggio canalare sono emerse differenze significative, considerandolo sia a livello apicale, medio e coronale. La strumentazione nel complesso ha portato a sagomature canalari ingrandite senza evidenza di errori di preparazione. Nessuno dei gruppi è stato in grado di sagomare completamente il sistema canalare.

## 5.5 DISCUSSIONE

Diversi metodi sono disponibili per valutare l'efficacia di sagomatura canalare riguardo l'alterazione dell'anatomia canalare.<sup>[56,57,58]</sup> Il metodo della sovrapposizione di due radiografie permette l'analisi di immagini con gli inconvenienti che comporta la bidimensionalità delle lastre (massima curvatura canalare e la possibilità di analizzare in modo accurato il trasporto canalare).

Un'altra tecnica che è stata utilizzata è quella di sezionare il campione a vari livelli per avere una visione diretta della sagomatura e della posizione del canale radicolare, ma con questa metodica non era possibile documentare come si presenta il canale originariamente prima della strumentazione.

La tecnica di "Bramante" supera questo problema grazie alla possibilità di riassemblare il dente sezionato per la valutazione pre e post-strumentazione con ottimi risultati, sebbene molti denti vengono persi a causa della formazione di "gradini" e "false strade" dovute ai gaps presenti tra le varie sezioni.

Con l'avvento della micro-tomografia computerizzata, che consente la ricostruzione e l'analisi della struttura interna di oggetti opachi senza che questi vengano in alcun modo danneggiati, riusciamo ad ottenere informazioni accurate.

L'immagine che si ottiene viene ricostruita dall'insieme di superfici di sezioni piane, acquisite ed elaborate durante la scansione del campione, che possono fornire informazioni di tipo morfologico e densitometrico.<sup>[59]</sup>

Per un'analisi 3D quantitativa delle immagini della  $\mu$ CT sono stati applicati algoritmi, presenti nel software EndoLab, che hanno permesso di evidenziare i cambiamenti dell'anatomia canalare e della morfologia dei denti successivamente al trattamento endodontico. Grazie a questi algoritmi sono stati valutati parametri come il volume canalare pre e post-strumentazione, la superficie canalare che è stata sagomata e il rispetto dell'asse canalare basandosi sulla sovrapposizioni delle ricostruzioni del campione e del loro centro di massa.

E' stata quindi regolata la scala dei grigi per aumentare il contrasto tra i voxels che fanno parte del dente e i voxels degli spazi vuoti canalari, in modo che il software sia capace di definire con precisione le densità differenti tra tessuti duri e molli e gli spazi vuoti del campione.

Il rendering 3D delle strutture dei denti è stato ottenuto utilizzando il software Amira 4.1 (Mercury Computer Systems, Berlin, Germany) permettendo di visualizzare più di un set di dati 3D. Attraverso un'applicazione del software (Transparency effect) è possibile visualizzare le caratteristiche interne inglobate nella struttura dura dei campioni (Fig.18)

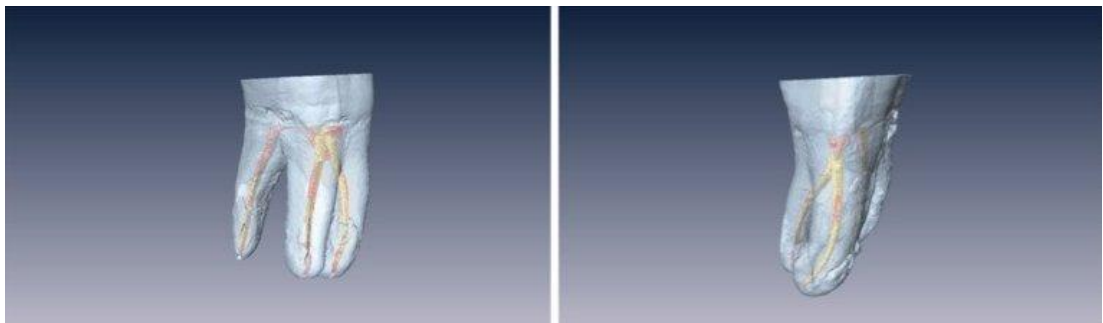


Fig.18

Struttura 3D del dente contenente in "trasparenza" i canali.

Per questo scopo è stato sviluppato un algoritmo che si basa sulla meccanica classica dei corpi rigidi. Il primo passo per avere una sovrapposizione ottimale delle due strutture è quella di riempire virtualmente con un materiale omogeneo i canali in entrambe le ricostruzioni 3D pre e post-trattamento, in modo da risultare identici ed avere quindi un centro di massa uguale. Dopo la traslazione rigida della struttura post-strumentazione fino a far coincidere i due centri di massa, l'algoritmo calcola e fornisce due set di vettori 3D, che sono gli assi liberi di rotazione delle strutture pre e post-strumentazione, che hanno valori ortogonali indipendenti nello spazio tridimensionale.

Possono essere quindi applicati i valori vettoriali così ottenuti per una sovrapposizione delle strutture 3D pre e post-trattamento dei campioni senza avere problemi di posizionamento, che potrebbero influenzare negativamente i risultati.

I risultati ottenuti in questo studio hanno evidenziato che ogni tecnica utilizzata è stata capace di preparare meccanicamente l'intera superficie dello spazio endodontico. L'estensione della superficie toccata dalle spire dello strumento è



spesso una piccola percentuale dell'intera superficie canalare. La PTCS varia da un minimo del 56% ad un massimo dell'87% e sebbene la quantità delle superfici preparate è indipendente dal tipo di strumento rotante in Ni-Ti, sembra essere significativamente dipendente dall'anatomia pre-operatoria del canale radicolare (confermando i dati già disponibili in letteratura.<sup>[60,61,62]</sup> La quantità di superficie toccata dallo strumento nel terzo apicale varia da 69% al 92% e anche se non è statisticamente significativa, sembrano essere promettenti le differenze dei risultati ottenuti.

Queste differenze possono essere imputate al differente movimento utilizzato, infatti il movimento reciprocante può essere assimilato alla tecnica delle forze bilanciate di Roane che giustifica il minor trasporto in zona apicale.<sup>[63]</sup>

## **5.6 CONCLUSIONI**

Considerando le limitazioni presenti nella sperimentazione qui effettuata, entrambi i sistemi di strumentazione canalare analizzati sono stati efficaci nel sagomare gli elementi dentari molari superiori ed inferiori con una simile quantità di volume di dentina rimossa e un basso rischio di errori nella tecnica di utilizzo. Le altre limitazioni di questo studio sperimentale sono chiare; gli elementi dentari estratti sono stati preparati in una situazione differente da quella clinica.

Il comportamento clinico di uno strumento è influenzato da molteplici fattori, e tutte le modifiche o variazioni nella produzione o nell'uso possono comportare sia vantaggi che svantaggi, per cui è limitativo valutare singolarmente un solo aspetto non tenendo conto della globalità o delle interazioni fra le diverse proprietà, quindi potremmo considerare la micro-CT come un livello avanzato di analisi degli strumenti, i quali vanno prima testati in vitro per resistenza, efficienza di taglio e flessibilità secondo i test descritti dalle normative internazionali e poi, prima della validazione clinica su paziente, dovrebbero essere testati con la micro-CT.

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

Non ci sono state differenze nel terzo apicale. Nessuno dei sistemi in Nickel  
Titanio ha strumentato completamente l'intero canale radicolare

.

## **BIBLIOGRAFIA**

1. American Dental Association, Quality Assurance Guidelines, 2003
2. Spoto G. Materiali e Tecnologie Odontostomatologiche, Ariesdue, 2011
3. SIE – Società Italiana Endodonzia: Manuale di Endodonzia, Edra-Masson, 2013
4. Bergenholtz . Endodontologia – Dalla diagnosi alla terapia, Edi Ermes, 2012
5. Gallottini L. La disinfezione in endodonzia, Cic, Roma, 2009
6. Heideman D. Biblioteca pratica di odontoiatria, Utet Editore, Torino, 2001
7. Schilder H. Filling root canals in three dimensions. Dent Clin North Am. 1967; 11:723-744
8. Ricucci D, Bergenholtz G. Bacterial status in root-filled teeth exposed to the oral environment by loss of restoration and fracture or caries- a histobacteriological study of treated cases. Int Endod J. 2003; 36:787-802
9. Ambu E. Manuale illustrato di Endodonzia. Masson, Milano, 2003
10. Walton R, Fouad A. Endodontic interappointment flare-ups: a prospective study of incidence and related factors. J Endo. 1992; 18:172-177
11. Cantatore G. L'Endodonzia Verso il 2000. La Strumentazione Canalare Evoluzione delle Tecniche. Dental Cadmos. 1998; 18:11-37
12. Rosemberg R. J, Schilder H, Endodonzia: controverso passato, eccitante presente, incredibile futuro. L'informatore Endodontico 2001;4:4-15
13. Castellucci A. Endodonzia, Martina editori, Bologna 2007
14. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi Instrument Fracture and its Consequences. J Endod 2006; 32:1031-43
15. West AR. Solid State Chemistry and its Applications. Wiley and Sons, Inc., New York, 1984
16. Cantatore G. L'Endodonzia Verso il 2000. La Strumentazione Canalare Evoluzione delle Tecniche. Dental Cadmos. 1998; 18:11-37
17. Dowling NE. Mechanical Behaviour of Materials. Prentice Hall, Inc., Inglewood Cliffs, NJ, 1993
18. Bonaccorso A, Tripi TR. Il Nichel-Titanio in Endodonzia. Ed. Martina, Bologna 2006
19. Callister D.W. Materials Science and engineering. An introduction. Wiley and Sons, Inc New York, 2000.

20. Spagnuolo G, Ametrano G, D'Antò V, Rengo C, Simeone M, Riccitiello F, Amato M. Effects of autoclaving on the surfaces of TiN –coated and conventional nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2012 Dec; 45(12):1148-55
21. Ruddle CJ. La rifinitura del terzo apicale: considerazioni endodontiche. *L'informatore Endodontico* 2002; 3:4-19
22. Buchanan SL. Le Lime Endodontiche a Conicità Variabile. *L'informatore Endodontico* 1997; 2:4-12
23. Hull D. *Fractography: observing measuring and interpreting fracture surface topography.* Cambridge University Press, Cambridge, UK, 1999
24. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod* 2000;26:161-5
25. Saber, Shehab El-Din Mohamed. Factors influencing the fracture of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Endo* 2008;4:273-83
26. McSpadden JT, *Mastering Endodontic Instrumentation.* Arbor Books, Inc; 2006
27. D. Williams, Revisiting the definition of biocompatibility, *Medical Device Technology* 14(8), 2003.
28. Shabalovskaya S.A. On the Nature of the Biocompatibility and on Medical Application of NiTi Shape Memory and Superelastic Alloys. *Bio-Medical Materials and Engineering* 1996;6:267-290
29. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An Initial Investigation of the Bending and Torsional Properties of Nitinol Root Canal Files. *J of Endod.* 1988; 14:346
30. Mc Spadden JT, A Study of Cutting Efficiency of Seven Brands of Endodontic Files in Linear Motion. *J of Endod* .1984; 10:275-6
31. Park J.W, Oh T.S, Lee J.Y. SEM Evaluation of the Prepared Root Canal Surface by Hand and Rotary Instruments. *J of Endod* 1998;24:293
32. Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi T.R, Condorelli G.G, Torrisi L. Wear of Nickel-Titanium Endodontic Instruments Evaluated by Scanning Electron Microscopy: Effect of Ion Implantation. *J Endod.* 2001 Sep; 27:588-92
33. Peters O.A, Eggert C, Barbakow F. Remaining Debris Evaluated by SEM After Lightspeed and Profile .04 Preparations. *J of Endod* 1998;6:225-31
34. Zelada, G, Varela P, Martín B, Bahillo J.G. et al. The Effect of Rotational Speed and the Curvature of Root Canals on the Breakage of Rotary Endodontic Instruments. *J of Endod* 2002;28:540-542
35. Gambarini G, Dell'Agnola A. Prevenzione della Frattura degli Strumenti Rotanti in Nichel-Titanio: Valutazioni e Accorgimenti Pratici. *G It Endo* 1998;1:17-28
36. Rossi A, Berutti E. Mantenimento della forma e posizione del forame apicale dopo sagomatura con il sistema ProTaper. *G It Endo* 2003;17:13-16

37. Somma F. Dossier Materiali dentari. Quattro sistemi rotanti al NiTi di nuova generazione. Analisi al SEM. Dental Cadmos 2003; 15-36
38. Brochure BT-Race, FKG Endo, 2016
39. Yared G. In vitro study of the torsional properties of new and used ProFile nickel titanium rotary files. J Endod. 2004 Jun;30(6):410-2
40. Roane JB, Sabala CL, Duncanson MG jr. The “balanced force” concept for instrumentation of curved canals. J Endo. 1985;11:203-211
41. De-Deus, Moreira E. J. L, Lopes H. P, Elias C. N: Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. Int Endod J. 2010 Dec;43(12):1063-8.
42. Kiefner P, Ban M, De-Deus G. Is the reciprocating movement per se able to improve the cyclic fatigue resistance of instruments? Int Endod J. 2013 Jul 12
43. Rubini AG, Sannino G, Pongione G, Testarelli L, Al Sudani D, Jantarat J, De Luca M, Gambarini G. Influence of file motion on cyclic fatigue of new nickel titanium instruments. Ann Stomatol (Roma). 2013 Mar 20;4(1):149-51
44. Plotino G, Grande N. M, Testarelli L, Gambarini G: Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. Int Endod J. 2012 Jul;45(7):614-8
45. Berutti E, Paolino D.S, Chiandussi G, Alovisi M, Cantatore G, Castellucci A, Pasqualini D. Root Canal Anatomy Preservation of WaveOne Reciprocating Files with or without Glide Path. J of Endod 2012; 38:101-4
46. Franco V, Fabiani C, Taschieri S, Malentacca A, Bortolin M, Del Fabbro M. Investigation on the Shaping Ability of Nickel-Titanium Files when Used with a Reciprocating Motion. J of Endod 2011;37:1398-1401
47. Berutti E, Paolino D.S, Chiandussi G, Scotti N, Cantatore G, Castellucci A, Pasqualini D. Effect of Canal Length and Curvature on Working Length Alteration with WaveOne Reciprocating Files. J of Endod 2011; 37:1887-90
48. Bürklein S, Schäfer E. Apically extruded debris with reciprocating single-file and full-sequence rotary instrumentation systems. J Endod. 2012;38: 850-2.
49. Gambarini G, Sudani D.A.L, Di Carlo S, Pompa G, Pacifici A, Pacifici L, Testarelli L: Incidence and intensity of postoperative pain and periapical inflammation after endodontic treatment with two different instrumentation techniques. Europ. J. Inflam. 2012 ; 10 :99-103
50. Ametrano G, D’Antò V, Di Caprio MP, Simeone M, Rengo S, Spagnuolo G. Effects of hypochlorite and ethylenediaminetetraacetic acid on rotary nickel-titanium instruments evaluated using atomic force microscopy. Int Endod J. 2011 Mar; 44(3):203-9

- 51 Bürklein S, Hinschitzka K, Dammaschke T, Schäfer E. Shaping Ability and Cleaning Effectiveness of Two Single-File Systems in Severely Curved Root Canals of Extracted Teeth: Reciproc and WaveOne Versus Mtwo and ProTaper. *Int Endod J*; 2012 May;45(5):449-61
52. Herman G. T, *Fundamentals of computerized tomography: Image Reconstruction from projection*, 2<sup>nd</sup>, Springer, 2009
53. X-Ray Microtomography, US National Library of Medicine, Medial Subject Headings (MeSH)
54. Terrier F, Grossholz M, Becker C.D, *Spiral CT of the Abdomen*, Springer, 2000
55. Technical Description of CBCT from University of Manchester, *J Can Dent Assoc* 2006
- 56 Bramante CM, Berbert A, Borges RP. A methodology for evaluation of root canal instrumentation. *J Endod* 1987;13:243-5
- 57 Bryant ST, Thompson SA, Al-Omari MAO, Dummer PMH. Shaping ability of profile rotary nickel-titanium instruments with ISO sized tips in simulated root canals. *Int Endod J* 1998; 31:275-81.
- 58 Hülsman M, Stryga F. Comparison of root canal preparation using different automated device and hand instrumentation. *J Endod* 1993;19:141-5.
- 59 Spagnuolo G, Ametrano G, D'Antò V, Formisano A, Simeone M, Riccitiello F, Amato M, Rengo S. Microcomputed tomography analysis of mesiobuccal orifices and major apical foramen in first maxillary molars. *Open Dent J*. 2012;6:118-25.
- 60 Peters OA, Schonberger K, Laib A. Effects of four NiTi preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. *Int Endod J* 2001;34:221—30.
- 61 Hubscher W, Barbakow F, Peters OA. Root canal preparation with FlexMaster: canal shapes analysed by micro-computed tomography. *Int Endod J*. 2003;36:740—7.
- 62 Peters OA, Peters CI, Schonberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J* 2003;36:93—9.
- 63 G. Castiello, G. Pantaleo, G. Plotino, M. Simeone, G. Gambarini, N. Grande, S. Rengo. Micro-computed tomography evaluation of shaping ability of three nickel titanium instrument systems on root canal geometry. *Minerva Stomatologica* 2016, 65(3 suppl. 1):1-248
- 64 Iandolo A, Iandolo G, Malvano M, Pantaleo G, Simeone M. Modern technologies in Endodontics. *Giornale Italiano di Endodonzia* 2016, 30:2-9