

ISTITUTO SUPERIORE DI SANITÀ

Valutazione *in vitro* della capacità ritentiva di perni endocanalari in fibra di quarzo

Rossella Bedini (a), Pietro Ioppolo (a), Salvatore Caiazza (b),
Giuseppe Formisano (b), Carlo Altamura (c), Mariangela Majori (c)

(a) Laboratorio di Ingegneria Biomedica, Istituto Superiore di Sanità, Roma

(b) Laboratorio di Ultrastrutture, Istituto Superiore di Sanità, Roma

(c) Cattedra di Odontoiatria Conservatrice, Università degli Studi "La Sapienza" di Roma

ISSN 1123-3117

Rapporti ISTISAN

02/29

Istituto Superiore di Sanità

Valutazione *in vitro* della capacità ritentiva di perni endocanalari in fibra di quarzo.

Rossella Bedini, Pietro Ioppolo, Salvatore Caiazza, Giuseppe Formisano, Carlo Altamura, Mariangela Majori
2002, 27 p. Rapporti ISTISAN 02/29

In questo lavoro viene studiata la capacità ritentiva di ricostruzioni endodontiche effettuate con perni in fibra di quarzo fissati nel canale radicolare tramite un cemento a base resinosa auto-foto-polimerizzante. In particolare è stata valutata l'influenza di sollecitazioni meccaniche e termiche sulla stabilità del legame tra gli elementi del sistema di ricostruzione e le strutture dentali residue. Un perno in fibra di quarzo è stato osservato al microscopio elettronico a scansione. I 28 campioni di elementi dentali monoradicolari trattati endodonticamente e successivamente ricostruiti mediante perni in fibra di quarzo e cemento composito sono stati divisi in quattro gruppi a seconda del tipo di condizionamento subito. Tutti i campioni sono stati sottoposti a prove di sforzo di taglio a trazione tramite dinamometro elettronico. Dai risultati ottenuti risulta che il sistema di ricostruzione con perni in fibra di quarzo non sembra essere influenzato nelle prestazioni meccaniche dagli stress termici e dalle vibrazioni a cui i campioni sono stati sottoposti durante e dopo la loro preparazione.

Parole chiave: Perna endodontici, Fibre di quarzo, Stress termici, Vibrazioni, Prove meccaniche, Microscopio elettronico a scansione

Istituto Superiore di Sanità

***In vitro* evaluation of quartz fibre post retention.**

Rossella Bedini, Pietro Ioppolo, Salvatore Caiazza, Giuseppe Formisano, Carlo Altamura, Mariangela Majori
2002, 27 p. Rapporti ISTISAN 02/29 (in Italian)

In this study the retentive ability of post-endodontic rebuilding made by quartz fibre posts fixed in root canal using an auto-photo-cured resin cement was evaluated. In particular mechanical and thermal stresses action on leakage solidity between rebuilding system elements and dental structure was analysed. One quartz-fibre post was observed by Scanning Electron Microscope (SEM). Twenty-eight samples of single root dental elements were chosen, endodontically treated and then rebuilt using quartz-fibre posts and composite cement; they were divided into four groups of seven elements each, depending on which kind of stresses they underwent. Then tensile shear stress tests were performed on all samples using an electronic dynamometer. Results showed that the rebuilding system with quartz-fibre posts is not modified, in mechanical tests, by thermal stresses and vibrations during and after samples preparation.

Key words: Endodontic posts, Quartz fibre, Thermal stresses, Vibrations, Mechanical tests, Scanning Electron Microscope (SEM)

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

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

INDICE

1. Endodonzia	1
1.1. Introduzione	1
1.2. Cenni storici	1
1.3. Caratteristiche dei denti devitalizzati	2
1.4. Ricostruzione post-endodontica	4
1.4.1. Tipi di ritenzione.....	4
1.4.1.1. Ritenzione primaria	4
1.4.1.2. Ritenzione artificiale.....	5
1.4.1.3. Modellazione	6
1.5. Perni endocanalari.....	6
1.5.1. Perni endocanalari fusi.....	6
1.5.2. Perni endocanalari prefabbricati	7
1.5.3. Classificazione tecnica evolutiva.....	11
1.5.3.1. Sistema Composipost	13
1.5.3.2. Sistema Carbonpost.....	14
1.5.3.3. Sistema Tech 2000	15
1.5.3.4. Sistema Endo Light Post.....	16
2. Analisi sperimentale	19
2.1. Scopo della ricerca <i>in vitro</i>	19
2.2. Materiali e metodi	20
2.2.1. Preparazione dei campioni	20
2.2.1.1. Preparazione del perno per l'osservazione al SEM	20
2.2.1.2. Preparazione dei campioni per le prove meccaniche.....	20
2.3. Risultati.....	22
2.3.1. Osservazioni al SEM	22
2.3.2. Prove meccaniche	24
2.4. Conclusioni	24
Bibliografia	26

1. ENDODONZIA

1.1. Introduzione

I progressi della ricerca hanno consentito all'odontoiatria moderna di recuperare e mantenere in arcata elementi dentali che fino a pochi anni or sono dovevano essere estratti. Uno dei settori in cui sono stati compiuti i maggiori progressi nell'ambito delle metodiche diagnostiche e terapeutiche è l'endodonzia. Utilizzando costantemente e metodicamente sia la radiografia tradizionale sia quella digitale, avvalendosi di materiali, strumenti e tecniche standardizzate, è notevolmente cresciuta la prevedibilità del successo endodontico.

È così aumentato il numero di elementi depulpati ai quali è, tuttavia, richiesta la stessa resistenza alle sollecitazioni masticatorie posseduta normalmente dai denti non trattati.

Ciononostante, la ricerca scientifica e la pratica clinica hanno dimostrato che tali elementi possono essere considerati funzionali purché ricostruiti in modo appropriato.

L'endodonzia è definita dall'American Association of Endodontists (Associazione Americana di Endodonzia) come la branca dell'odontoiatria che si occupa della diagnosi e terapia delle patologie pulpari e dei tessuti periradicolari. Essa infatti considera:

- terapia della polpa vitale;
- terapia scanalare;
- rimozione chirurgica di strutture dentali;
- ritrattamento di denti precedentemente trattati endodonticamente;
- preparazione dell'alloggio di perni endocanalari.

Nella definizione è usato il termine periradicolari, il quale ha sostituito quello di periapicali, poiché le affezioni che interessano i tessuti al di là della polpa non necessariamente e non sempre sono confinate in vicinanza del forame apicale, ma possono interessare qualsiasi altro punto della superficie radicolare, come nel caso di eventuale presenza di canali laterali.

Il trattamento endodontico è articolato in vari momenti, tutti fondamentali: la fase diagnostica, durante la quale si chiarisce l'eziologia del processo patologico e si esegue un corretto piano di trattamento; l'apertura della camera pulpare, la detersione e preparazione dei canali cui si dà una forma adatta a ricevere un'otturazione tridimensionale; e infine la fase dell'otturazione, in cui il canale viene sigillato con un materiale inerte capace di garantire un adeguato sigillo apicale.

Partendo dal concetto che gran parte degli elementi dentari può essere trattata endodonticamente, esistono però delle controindicazioni, per esempio un insufficiente supporto paradontale (è inutile eseguire una terapia endodontica su un dente che presenta mobilità di grado due o tre e che dovrà essere estratto a breve), un inadeguato rapporto corona-radice (in questo caso nonostante la mobilità del dente sia minima il rapporto corona-radice è sfavorevole tanto da consigliarne l'estrazione), una carie radicolare senza la possibilità di un'adeguata otturazione, una frattura verticale (1).

1.2. Cenni storici

La ricostruzione corono-radicolare ha lo scopo di sostituire la sostanza dentale perduta in seguito a processi cariosi traumatici, ma anche a causa dello stesso trattamento endodontico.

Le più antiche documentazioni, riguardanti tale procedura, narrano di un semplice chiodo inserito nel canale radicolare, la cui testa simulava grossolanamente la porzione coronale.

La prima ricostruzione radicolare, costituita in materiale metallico, risalirebbe al Medio Evo e sarebbe stata realizzata in Giappone.

Nel 1743 in Europa fu introdotta una metodica restaurativa che consisteva nell'inserimento di un perno in legno nel canale radicolare come ancoraggio di una corona artificiale. Il perno di legno assorbendo i fluidi orali si gonfiava garantendo la tenuta. Il problema era rappresentato dalle frequenti fratture radicolari. Il legno espandendosi esercitava notevoli pressioni sulla radice, in grado di fratturarla. A quel tempo la rimozione del nervo era effettuata con un filo d'argento introdotto nel canale e ruotato ad elevata velocità, mentre la rimozione della porzione coronale era eseguita tramite pinze.

Nel 1849 fu ideato, visti i frequenti insuccessi delle corone a perno inserite in canali scarsamente trattati, un perno a molla. Tale dispositivo era costituito da un tubo metallico inserito nel canale e un perno metallico spaccato inserito in esso. Questo sistema permetteva il drenaggio del materiale purulento accumulatosi nel canale e nel periapice.

Alla fine dell'800 fu proposto l'impiego di una vite fissata ad una corona e inserita nel canale ricoperto da una lamina d'oro coesivo.

Nello stesso periodo fu introdotto un dispositivo costituito da un tubo avvitato nel canale radicolare che riteneva una vite inserita attraverso una corona. In seguito, il tubo fu eliminato e il perno divenne parte integrante della corona.

Negli anni '50-'60 tra gli operatori del settore si diffuse l'impiego del perno moncone. Si tratta di una struttura a corpo unico composta da due elementi: uno alloggiato nel canale, il perno; l'altro, extraradicolare, il moncone. Il principale vantaggio relativo al perno moncone consiste nell'adattamento del margine della corona a quello della preparazione protesica indipendente da quello del perno nel canale.

Una moderna ricostruzione corono-radicolare, per conseguire il successo ha l'obbligo di rispettare le strutture dentali residue e deve essere realizzata con materiali che abbiano le stesse caratteristiche meccaniche della dentina al fine di attuare il monoblocco formato dai tessuti duri del dente, dal perno, dal cemento radicolare e dal materiale di ricostruzione coronale (2, 3).

1.3. Caratteristiche dei denti devitalizzati

La polpa dentale occupa la camera pulpare e i canali radicolari. Essa è costituita da tessuto connettivale differenziato, il quale possiede un'organizzazione istologica particolare evidenziando microscopicamente tre strati che, procedendo dalla periferia al centro, sono lo strato odontoblastico, di Weil e centrale.

Lo strato odontoblastico è costituito da cellule altamente differenziate deputate alla produzione e secrezione di componenti dentinali. Gli odontoblasti hanno forma fusata o poligonale con dimensioni comprese tra i 20 e 80 μm . Presentano due prolungamenti: uno ad andamento centrifugo (fibra di Tomes), che percorre i tubuli dentinali sino alla giunzione amelo-dentinale; e uno orientato in senso centripeto che si perde nel parenchima pulpare.

Lo strato di Weil ospita il plesso nervoso di Rashkoff da cui si dipartono filamenti amielinici che seguono le fibre di Tomes nei tubuli dentinali.

Lo strato centrale, formato da fibre collagene e sostanza amorfa, costituisce il parenchima pulpare, all'interno del quale si dirama il ricco plesso capillare.

La polpa svolge funzione formativa, trofica, riparativa e neurosensoriale, quest'ultima è esplicata dai nervi sensitivi presenti nel plesso di Rashkoff, che, se eccitati, determinano dolore.

La trasmissione del dolore pulpale si basa su tre ipotetici meccanismi che sono l'innervazione della dentina, il meccanismo idrodinamico e la lesione odontoplastica (3, 4).

Un elemento integro è in grado di sopportare le sollecitazioni fisiologiche dell'apparato stomatognatico. La sua analisi microscopica evidenzia la disposizione perpendicolare alla superficie del dente dei prismi dello smalto, dei tubuli dentali e delle travate intertubolari, quest'orientamento permette una maggiore resistenza alle forze masticatorie.

Al contrario un dente depulpatò è meno resistente e più fragile. Nel 1972 fu dimostrato che un dente sottoposto a pulpectomia presenta una perdita d'umidità del 9%, con conseguenti cambiamenti strutturali che incidono sulle proprietà meccaniche della dentina.

Secondo alcuni autori la minore resistenza non sarebbe imputabile solamente alla disidratazione, che in ogni caso svolge un ruolo importante, ma dipenderebbe dalla perdita di sostanza dentale, dovuta a processi cariosi traumatici e al trattamento endodontico (3).

L'accesso endodontico prevede la rimozione del tetto della camera pulpale, il quale è strutturato a volta, e permette lo scarico delle forze su zone di resistenza, pertanto la sua eliminazione determinerebbe un indebolimento delle pareti del 60%.

Secondo altri autori l'abbattimento per carie di una o entrambe le creste marginali provocherebbe una maggiore riduzione della resistenza rispetto allo stesso trattamento endodontico. Infatti è stato valutato che un dente a cui è stato rimosso il tetto della camera pulpale ha una perdita di resistenza del 15% mentre dopo una preparazione Mesio-Occluso-Distale (MOD) il valore scende addirittura del 63%. Sono stati rilevati valori di frattura estremamente bassi (circa 40 kg) nei denti trattati con accesso endodontico e restauro MOD, mentre i valori in denti integri erano di 350 kg. Una preparazione poco conservativa dello spazio endodontico è responsabile dell'inutile sacrificio di dentina e questo spiegherebbe la ridotta resistenza di un dente devitalizzato (2, 4).

La possibilità di frattura in denti depulpati aumenta con l'utilizzo di sistemi ritentivi intraradicolari inadatti. Studi epidemiologici (5, 6) hanno evidenziato una maggiore tendenza alla frattura di denti trattati con perni endocanalari rispetto ad elementi non trattati. La spiegazione di questo dato è da ricercare nelle proprietà meccaniche (modulo di Young, resistenza alla compressione e alla trazione, conducibilità termica ed elettrica) dei materiali adoperati per la fabbricazione dei perni, che si discostano notevolmente da quelle dei tessuti dentali.

Pertanto una scelta non corretta di perni endocanalari può comportare non solo l'insuccesso della ricostruzione ma anche un grave danno al dente, come la frattura verticale, che comporta l'inevitabile avulsione dell'elemento.

Osservazioni cliniche hanno evidenziato un diverso comportamento dei denti nei confronti delle fratture: negli elementi anteriori si verificano soprattutto fratture orizzontali in quanto le forze durante i movimenti di protusione e lateralità agiscono perpendicolarmente all'asse longitudinale del dente; mentre nei denti posteriori si riscontrano maggiormente fratture verticali, perché le forze masticatorie agiscono parallelamente all'asse del dente.

È stato rilevato che le cuspidi di stampo hanno una maggiore resistenza alla frattura, e si è concluso che:

- la resistenza è direttamente proporzionale all'ampiezza delle cuspidi;
- un'inclinazione meno accentuata delle cuspidi previene la frattura;
- un maggiore spessore dello smalto aumenta la resistenza;
- una giunzione amelo-cementizia orientata su diversi piani protegge dalle fratture.

Nei confronti delle fratture i denti mascellari e mandibolari si comportano in modo differente.

I primi hanno una resistenza più elevata alle fratture perché localizzati in una struttura fissa e solida come il cranio, rispetto ai secondi che sono ubicati in un complesso mobile e di piccole dimensioni. Infatti è stato dimostrato fisicamente che nel verificarsi di un urto tra un corpo in

movimento di piccole dimensioni e uno statico di maggiori dimensioni i danni importanti si verificano a carico dell'oggetto più piccolo.

Inoltre gli elementi dentari superiori hanno un maggiore supporto paradontale e sono situati in un osso elastico e in gran parte formato da spongiosa, che gli permette di ammortizzare più efficacemente i carichi masticatori, mentre gli elementi inferiori sono alloggiati in un osso compatto, poco elastico che li espone maggiormente al rischio di frattura.

1.4. Ricostruzione post-endodontica

I notevoli progressi in campo odontoiatrico ed endodontico hanno permesso il recupero di elementi dentali precedentemente destinati ad essere estratti. La conseguente necessità di dover restaurare denti gravemente compromessi pone come elementi fondamentali una buona ritenzione del materiale da restauro e un'adeguata resistenza delle strutture dentarie residue.

La ricostruzione ad estensione corono-radicolare ha lo scopo di ripristinare morfologicamente, funzionalmente ed esteticamente un elemento dentale sottoposto a terapia endodontica, sostituendo la sostanza dentale perduta in seguito di processi cariosi, traumatici, ma anche a causa dello stesso trattamento endodontico.

Il restauro post-endodontico dovrebbe trasmettere le sollecitazioni alle strutture dentali residue in modo sovrapponibile, per intensità e direzione, con quelle normalmente sopportate da un dente sano e nel contempo dovrebbe possedere un'adeguata stabilità conferitagli dai diversi tipi di ritenzione (4).

1.4.1. Tipi di ritenzione

Un restauro post-endodontico deve avere un'adeguata stabilità, che gli è conferita da:

- ritenzione primaria;
- ritenzione artificiale;
- modellazione.

1.4.1.1. Ritenzione primaria

La ritenzione primaria dipende esclusivamente dalla forma della cavità. Alla fine dell'800 furono puntualizzati i requisiti morfologici di una cavità per otturazione, la quale doveva rispondere alla forma di:

- *contorno*, secondo la quale i bordi dovevano essere estesi a zone sane di tessuto dentale;
- *resistenza*, ottenibile con spessori adeguati di dentina.
- *ritenzione*, conseguibile con pareti parallele o divergenti verso il fondo.
- *convenienza*, determinata dalle caratteristiche del materiale.

Successivamente con l'introduzione di nuovi materiali fu revisionato il disegno della cavità proposto da Black. Nel 1955 e successivamente nel 1964 si propose di arrotondare gli angoli vivi esistenti tra le pareti assiali e il fondo della cavità, per ridurre gli stress interni e distribuire più efficacemente le forze. Nel 1973 fu consigliata la realizzazione di cavità meno estese in caso di lesioni cariose di piccole dimensioni che non interessano solchi e fossette. Successivamente nel 1981 fu osservato che elementi dentali trattati con cavità poco estese erano meno soggetti a frattura rispetto a quelli con preparazioni tradizionali (2, 3).

La ritenzione primaria viene incrementata dall'utilizzo di sottosquadri nella camera pulpare, e può essere migliorata eseguendo sulla dentina residua pozzetti, solchi o spalle circonferenziali.

I pozzetti sono distinti in dentinali e canalari. I primi furono introdotti nel 1962; per la loro realizzazione è richiesta una fresa cilindrica con angoli arrotondati del diametro di 0,99 mm, che montata su micromotore e posizionata ad una distanza minima di 0,5 mm dalla giunzione amelo-dentinale, deve penetrare nella dentina per 2-3 mm.

I pozzetti canalari utilizzano il terzo coronale dei canali radicolari. Dopo la terapia endodontica, la guttaperca va rimossa dai canali per una lunghezza di 2-4 mm utilizzando uno strumento caldo o una fresa di Gates. In denti gravemente compromessi, per migliorare la resistenza, si consiglia di posizionare nei canali dei perni prefabbricati.

I solchi sono delle scanalature eseguite sulla dentina, devono essere ubicati ad una distanza minima dalla giunzione amelo-dentinale di 0,5-1 mm dotati di una profondità di 0,7-1 mm e un diametro di 2 mm.

La spalla circonferenziale è una metodica proposta per proteggere e incrementare la ritenzione di ricostruzioni *onlay* e prevede la realizzazione, sulla faccia linguale, di una superficie piana della larghezza di 0,5 mm con bisello a 45 °C.

Fanno parte delle ritenzioni naturali anche gli stessi tubuli dentinali che privati dello *smear layer* e *smear plug* per l'azione di agenti trattanti quali acido ortofosforico al 37% acido maleico e citrico al 10% e ossalico al 4,3%, arricchiti con cloruro ferrico e cloruro di calcio per evitare il collasso delle fibre collagene, vengono invasi da zaffi di resina di 20-30 µm di profondità aumentando la superficie di adesione tra resina e dentina.

1.4.1.2. Ritenzione artificiale

Le ritenzioni artificiali rappresentano dei dispositivi atti a ritenere, all'interno delle cavità, il materiale da ricostruzione quando le ritenzioni naturali non si dimostrano sufficientemente valide. Questi meccanismi ritentivi sono i perni parapulpari e quelli endocanalari.

I perni parapulpari sono utilizzati in denti vitali, perché la dentina idratata ed elastica è in grado di assorbire gli stress determinati dai carichi masticatori e la tensione dovuta al loro inserimento.

In denti depulpati o con dentina sclerotica questi meccanismi ritentivi vanno adoperati con molta cautela perché in grado di determinare fenditure dentinali.

Per assicurare alla ricostruzione un'adeguata ritenzione occorre valutare attentamente:

- Numero

È consigliato da vari autori l'utilizzo di un perno per ogni cuspidе mancante

- Diametro

Aumentando questo parametro s'incrementa proporzionalmente la ritenzione ma contemporaneamente si determinano maggiori stress dentinali. In commercio esistono perni con diametro compreso tra i 0,3 mm e 0,7 mm, quelli con diametro superiore vanno impiegati in denti con elevata quantità di sostanza dentale.

- Posizione

I perni devono essere posti in corrispondenza dei massimi spessori dentinali, in zone piane della cavità, circondati da una quantità di tessuto dentale pari o superiore a 1,5 mm e distanti gli uni dagli altri almeno 5 mm.

- Tecnica d'inserimento dei perni parapulpari.

I perni parapulpari si distinguono in:

- passivi
Per avere un'adeguata ritenzione devono essere inseriti per una profondità minima di 3 mm, l'alloggiamento è preparato con fresa montata su micromotore e orientata perpendicolarmente al fondo della cavità.
- autofilettanti
Per essere ritentivi hanno bisogno di una sede che abbia profondità di solo 2 mm, perché la filettatura s'impegna attivamente nella dentina. Tali dispositivi possono essere inseriti con tre diverse metodiche: a mano, con manipolo a bassa velocità, con manipolo a regolazione automatica di velocità. La metodica consigliata è quella manuale, per avere la massima sensibilità durante l'avvitamento.

Per evitare eccessivi stress dentinali è stato consigliato di non avvitare totalmente il perno nella dentina ma d'impegnare la filettatura per solo due giri (2).

1.4.1.3. Modellazione

La modellazione contribuisce alla stabilità della ricostruzione, il vertice delle cuspidi funzionali è spostato verso il centro dell'elemento dentario per concentrare sullo stesso le forze masticatorie e ridurre l'entità di quelle dislocanti. L'altezza delle cuspidi non funzionale viene lievemente ridotta e si arrotonda anche l'angolo al vertice per diminuire il rischio di frattura.

1.5. Perti endocanalari

I perti endocanalari vengono impiegati in tutti quei casi clinici in cui il trattamento canalare e il processo carioso a carattere distruttivo hanno determinato la perdita di una notevole quantità di tessuto dentale indebolendo la struttura residua. In questi casi le ritenzioni endocanalari garantiscono un'adeguata stabilità alla ricostruzione coronale.

A seconda delle esigenze l'operatore può orientarsi verso diversi tipi di perti, che possono essere distinti in perti fusi e prefabbricati metallici e non metallici (di prima, seconda e terza generazione)

Oggi l'odontoiatra ha a disposizione una vasta scelta di perti endocanalari, i quali, grazie alle loro ridotte dimensioni, rispetto a quelli adoperati negli anni precedenti, salvaguardano maggiormente lo spazio endodontico e permettono un miglior recupero morfologico e funzionale delle strutture dentarie residue (5, 6).

1.5.1. Perti endocanalari fusi

I perti fusi hanno la caratteristica di riprodurre con buona precisione le diverse anatomie endodontiche.

Possono essere realizzati con tecnica diretta o indiretta. Nella tecnica diretta è l'operatore ad eseguire un'impronta del canale, adoperando resina polimerizzabile a freddo "Duralay" o più raramente cera. Con lo stesso materiale si modella la porzione coronale conferendole le caratteristiche di moncone. Il manufatto così realizzato è inviato al tecnico che procederà alla fusione, dopo la quale il perno moncone sarà rifinito, provato e successivamente cementato.

La tecnica indiretta invece prevede che l'odontoiatra realizzi un'impronta di precisione del canale, mentre l'odontotecnico dovrà ricavare in laboratorio il modello di gesso extraduro sul

quale modellerà con cera il perno moncone, che tramite il procedimento di fusione a cera persa verrà trasformato in lega aurea.

1.5.2. Perni endocanalari prefabbricati

I perni prefabbricati rappresentano un sistema ritentivo largamente usato nella ricostruzione corono-radicolare, essendo economici e richiedendo un'unica seduta operatoria per la messa in opera.

La classificazione morfologica si basa sulle caratteristiche morfologiche dei perni prefabbricati valutando: forma, lunghezza, diametro, superficie e materiale da costruzione.

La *forma* è una caratteristica estremamente importante ai fini della ritenzione e della distribuzione delle tensioni che si creano all'interno della radice. I perni in commercio sono disponibili in tre conformazioni:

- Perni cilindrici

Hanno pareti parallele, sono i più ritentivi sviluppando una resistenza alla trazione 4-5 volte maggiore dei perni conici, il loro utilizzo è possibile solo in quelle anatomie canalari che lo consentono, ovvero negli elementi dotati di canali molto ampi. Il loro limite è costituito dal notevole sacrificio di dentina nel terzo apicale. In seguito all'eccessiva preparazione del *dowel space* si viene a creare un *locus minoris resistentiae*, dove si concentrano stress in grado di determinare fratture; inoltre, quando i perni sono molto lunghi risulta elevato il rischio di perforazione radicolare, d'altra parte se corti non trasmettono con efficacia le forze occlusali alla radice.

La cementazione di questi perni richiede molta attenzione, nel caso in cui si adattino con precisione alla cavità, per lo svilupparsi di forze frizionali. In questo caso bisogna adottare soluzioni che permettano il deflusso del cemento, ricorrendo a solchi o piani di scarico.

- Perni conici

Hanno una forma approssimativamente complementare a quella dei canali radicolari, e ciò implica un minore sacrificio di dentina. Possono dunque essere utilizzati per una lunghezza endocanalare maggiore rispetto a quelli cilindrici. Gli svantaggi sono però numerosi: per la loro morfologia esercitano tensioni sulle pareti del canale determinando un effetto cuneo, possibilità che avrebbe il perno durante la cementazione di divaricare e fratturare le radici aumentando così il rischio di frattura radicolare a livello del terzo medio e coronale.

A parità di diametro l'effetto cuneo è superiore nei perni conici corti rispetto a quelli di maggiore lunghezza. Però è stato osservato che un intimo contatto dei perni conici con la superficie coronale della radice riuscirebbe a contenere l'effetto cuneo impedendo l'affondamento del perno.

In uno studio sperimentale è stato affermato che i perni cilindrici e quelli conici si comportano in modo differente nei confronti delle fratture. Per i primi la zona più colpita è il terzo apicale della radice, mentre riguardo ai secondi la sede maggiormente interessata da frattura è il terzo coronale (6).

I perni aventi questa forma risultano meno ritentivi di quelli cilindrici e per conferire loro valori di ritenzione idonei si tende ad incrementarne la lunghezza.

– Perni cilindro-conici

La loro morfologia nasce con l'intenzione di unire i vantaggi offerti dalla forma cilindrica e da quella conica. Questi perni posseggono una conformazione cilindrica nella porzione coronale che assicura la ritenzione, mentre apicalmente sono conformati secondo un disegno conico che rispetta l'anatomia del canale. Tale forma conferisce al perno una buona ritenzione, propria della parte cilindrica, e il rispetto dell'anatomia della porzione più apicale dell'alloggio canalare, caratteristica questa del tratto conico.

La *lunghezza* e il *diametro* sono fattori comuni a tutti i tipi di perni endocanalari, e influenzano la ritenzione determinando l'area di contatto con la superficie interna del canale radicolare.

La lunghezza svolge un ruolo importante nei confronti della ritenzione, fu dimostrato che passando da perno endocanalare di 5 mm di lunghezza ad uno di 8 mm la ritenzione aumentava di una volta e mezzo. Da uno studio sperimentale effettuato nel 1978, si evince che l'incremento della ritenzione è del 30% se la lunghezza del perno viene portata da 7 mm a 11 mm e del 40% se la dimensione del perno passa da 5 mm a 11 mm (7).

Per quanto concerne la lunghezza ideale del perno esistono pareri diversi tra gli autori. Alcuni asseriscono che la dimensione del perno debba essere uguale a quella della corona clinica, altri ipotizzano che la grandezza ideale sia di 3/4 della radice, ma la gran parte di essi è però concorde nell'affermare che la massima lunghezza del perno endocanalare vada ricercata nel rispetto dell'integrità del sigillo apicale, che deve essere di 4 mm dal forame apicale, con variazioni di $\pm 0,5$ mm (8).

Altri autori, considerando che le tensioni dentinali si concentrano all'apice del perno e che s'incrementano con la diminuzione del supporto paradontale, hanno dimostrato che adoperando nella ricostruzione corono-radicolare perni cilindrici rastremati in punta di adeguata lunghezza tali stress si riducono (9, 10).

Si può affermare quindi che la lunghezza del perno debba essere scelta in base ai fattori anatomici, paradontali e protesici del caso clinico.

Il diametro è una caratteristica dei perni che non determina notevoli variazioni di ritenzione come la lunghezza; infatti è stato rilevato che per un incremento della ritenzione di solo il 24% occorreva utilizzare perni di notevole sezione e con pareti parallele. È stato analizzato che i valori espressi alla prova di rottura allo sforzo di taglio a trazione assiale di perni aventi differente diametro (0,12, 0,15, 0,18 mm) e fissati con diversi cementi evidenziando che quello più ritentivo aveva sezione intermedia.

Poiché il diametro esplica un ruolo secondario nei confronti della ritenzione, si preferisce usare perni di sezione ridotta per risparmiare la maggior quantità di dentina.

Considerando che il perno non rinforza la radice, e che un incremento esasperato del diametro aumenta notevolmente le probabilità di frattura, si dovrà limitare la sezione al minimo indispensabile ad assicurare robustezza e rigidità. Difatti, si può affermare che la sezione del perno deve essere uguale a 1/3 del diametro radicolare ed essere circondato da almeno 1 mm di dentina, soprattutto in corrispondenza di zone di restringimento della radice, perché in questa sede si concentrano i maggiori stress, ovvero a 3-5 mm dall'apice.

Per scegliere il perno con diametro più adatto bisogna fare un'attenta valutazione radiografica del dente in questione. Occorre evitare di adoperare perni troppo sottili incapaci di sopportare i carichi occlusali, ma allo stesso tempo l'uso di perni con sezione trasversale d'elevata misura porterebbe all'inutile sacrificio di dentina, con eccessivo indebolimento del dente.

Le tecniche atte a creare l'alloggiamento per i perni in base al loro diametro possono essere distinte in:

- Conservativa
Prevede l'asportazione della guttaperca e successivamente l'allargamento minimo del canale, limitato alla rimozione dei sottosquadri presenti; con tale metodica si evitano modificazioni del canale.
- Preventiva
È così definita perché si prefigge di evitare l'insorgenza di fratture; prevede di lasciare attorno al perno almeno 1 mm di dentina.
- Proporzionale
Prevede la preparazione di uno spazio uguale ad $\frac{1}{3}$ della radice in corrispondenza del suo punto più ristretto.

La metodica ideale per l'alloggiamento dei perni è data dalla combinazione delle due ultime tecniche.

La *superficie* indica la conformazione superficiale del perno che può essere di vario tipo: liscia, filettata, zigrinata o sabbiata.

I perni contraddistinti da una superficie liscia non presentano alcun dispositivo atto ad incrementare la ritenzione, la quale dipende esclusivamente dalla morfologia del perno e dall'azione adesiva svolta dal cemento.

I perni filettati posseggono la capacità ritentiva più elevata che è stata valutata maggiore da 2 a 5 volte rispetto a quelli zigrinati, ed esplicano una resistenza alla trazione assiale del 100% rispetto ad un perno liscio. Purtroppo a livello dell'interfaccia perno-dentina possono essere presenti aree di accumulo di tensioni, determinate dall'inserimento del filetto nella dentina. L'avvitamento di un perno filettato esercita il 25% della forza necessaria a fratturare una radice. La probabilità di frattura aumenta in rapporto al numero delle spire e del passo (distanza costante tra due punti omologhi consecutivi del filetto, misurata lungo l'asse) (11, 12).

L'utilizzo dei perni filettati prevede la rimozione della guttaperca, l'alesaggio del canale, il riempimento con cemento e l'inserimento del perno, il quale andrà ruotato solo di un quarto di giro per evitare l'insorgere di tensioni. Il filetto deve essere considerato come un mezzo ritentivo accessorio.

Per il *materiale da costruzione* dei perni, il metallo o la lega di materiali usati deve avere caratteristiche peculiari; per esempio, un modulo d'elasticità che garantisca un'adeguata rigidità, nonché una buona resistenza alla corrosione. I materiali utilizzati sono:

- Titanio
Il titanio possiede densità uguale a 4,5 g/cm, presenta bassa conducibilità termica ed elettrica, ed evidenzia notevoli proprietà meccaniche, con un elevato rapporto durezza/peso e può trovarsi sia puro che in lega. Poiché il titanio così detto "puro" contiene comunque delle impurità, è stata creata dalla ASTM (American Society for Testing and Materials) una classificazione in quattro gruppi detti rispettivamente grado 1, grado 2, grado 3 e grado 4. Per ciascun gruppo è stato definito il contenuto massimo di azoto, carbonio, idrogeno, ossigeno e ferro nonché i valori minimi di alcune caratteristiche meccaniche. La lega di titanio più usata in odontoiatria contiene il 6% di alluminio e il 4% di vanadio, è molto resistente, rigida e ha un'elasticità simile a quella dell'osso. Il titanio forma uno strato di ossidi molto stabile e resistente, il biossido di titanio che protegge il metallo sottostante; questo fenomeno prende il nome di passivazione. I perni in titanio sono poco usati perché poco radiopachi ed estremamente costosi.
- Acciaio inossidabile
Gli acciai inossidabili sono costituiti da una lega di ferro contenente carbonio sino a circa il 2% con aggiunta di nichel e cromo, sono resistenti all'ossidazione e alla corrosione.

L'acciaio inossidabile per la realizzazione di perni è utilizzato in tre forme: acciaio ferritico al cromo (senza nichel), acciaio al nichel-cromo austenitico, acciaio nichel-cromo-molibdeno. L'acciaio al cromo austenitico è poco resistente alla corrosione, quello al cromo molibdeno è resistente per la maggiore presenza di cromo che induce il fenomeno della passivazione. I perni creati con acciaio sono radiopachi, hanno elevata rigidità e costo ridotto.

– Leghe dorate

Le leghe dorate vengono impiegate soprattutto nella realizzazione di viti in ottone (60% rame, 40% zinco), questa lega è poco rigida e si corrode facilmente e per questa ragione la superficie della vite è sottoposta al processo di doratura. In tal modo lo strato d'oro protegge la lega sottostante dall'ambiente. Quando lo strato dorato s'intacca, ad esempio durante l'inserimento del perno nel canale, l'ottone sarà soggetto a corrosione, difatti, a differenza della pellicola di passivazione, il rivestimento d'oro non si riforma (13).

– Fibre di zirconio, carbonio, silice e quarzo

Da alcuni anni per i perni sono utilizzate le fibre di carbonio nel campo delle ricostruzioni corono-radicolari. Questi perni costituiti di resina rinforzata con fibra di carbonio, presentano un modulo d'elasticità prossimo a quello della dentina quando la forza è applicata con un'inclinazione di 30-45 °C rispetto all'asse dello stesso. Uno degli inconvenienti principali è dato dal colore scuro che li rende inadatti alle ricostruzioni estetiche.

Per risolvere tale problema sono stati introdotti sul mercato perni in materiale estetico realizzati in biossido di zirconio. Questo materiale è biocompatibile, presenta una struttura policristallina tetragonale, con colore neutro e radiopaco, le proprietà meccaniche sono simili a quelle dei metalli con modulo di elasticità di circa 200 GPa (i perni in acciaio hanno come valore 190 GPa); questa caratteristica ne limita l'utilizzo clinico. Difatti, da uno studio si evince la maggiore tendenza dei perni in zirconio biossido a determinare la frattura radicolare, con una frequenza di sei denti su dieci, mentre per quanto riguarda i perni in fibra di carbonio e di quarzo la rottura della radice si è presentata solo in un caso.

Un altro svantaggio dei perni in biossido di zirconio è costituito dalla struttura molecolare estremamente compatta che impedisce il realizzarsi di un'efficace mordenzatura e una buona reazione con i silani.

Osservata l'incompatibilità dei perni in biossido di zirconio con un loro utilizzo clinico, le industrie del settore hanno progettato e introdotto sul mercato perni con fibre estetiche rappresentate da silicio, vetro e quarzo.

I perni basati sull'impiego di fibre di silice sono ottenuti utilizzando una tecnica che consente la filatura uniforme e in sezioni micrometriche di materiali sintetici e minerali. La fibra di silice presenta le stesse caratteristiche meccaniche di quella in carbonio, ma si presenta in colorazione bianca ed è altamente radiopaca, le fibre costituiscono il 60% in volume.

Per altri perni estetici in commercio la scelta della fibra di rinforzo, che rappresenta il 60% in volume, è ricaduta sul quarzo sia per le eccellenti caratteristiche estetiche, sia per le ottime proprietà meccaniche, mentre la matrice che costituisce il 40% in volume è resina epossidica. Le caratteristiche meccaniche delle due tipologie di perni sono sovrapponibili.

Come visto, ogni perno presenta vantaggi e svantaggi, e ancora oggi si è alla ricerca di una ricostruzione corono-radicolare ideale, che racchiuda le caratteristiche migliori d'ogni sistema di restauro (14, 15).

1.5.3. Classificazione tecnica evolutiva

La classificazione tecnico-evolutiva dei perni è basata sulla filosofia costruttiva e operativa proposta dai diversi sistemi di ricostruzione corono-radicolare, che prevede:

- *Perni di prima generazione*
sono tutti quelli realizzati in materiale metallico che posseggono meccanismi di ritenzione intrinseca (filettatura, zigrinatura).
- *Perni di seconda generazione*
Anch'essi metallici ma la cui ritenzione è affidata a fattori estrinseci al perno, quali i sistemi di cementazione passiva.
- *Perni di terza generazione*
Di materiale di costruzione non metallico, hanno in comune con i perni di seconda generazione la cementazione passiva.

Passando dai perni della prima generazione a quelli della terza, si evidenzia un cambiamento della morfologia dei perni che diviene più rispettosa delle strutture dentarie residue. Oltretutto i materiali adoperati per la fabbricazione dei perni posseggono caratteristiche meccaniche molto simili a quelle della dentina, con modulo d'elasticità del tutto sovrapponibile.

I *perni di prima generazione* sono metallici o in lega; la ritenzione è affidata a meccanismi di filettatura o zigrinatura presenti sulla superficie, che devono essere posti in intimo contatto con la dentina del canale radicolare (16). Sono classificati in: filettati, autofilettanti, viti, frizionanti.

Per quanto riguarda i *perni di seconda generazione*, la ritenzione di questi perni è affidata a mezzi estrinseci, e dipende esclusivamente dalla metodica della cementazione passiva. Molte ricerche sono state rivolte verso nuovi sistemi ritentivi che ovviassero al più grande difetto dei perni della prima generazione, ovvero le tensioni dentinali che essi creano quando vengono introdotti nel canale. Questi stress vennero quantificati nel 25% della forza necessaria a determinare la frattura radicolare. Fu introdotta la cementazione passiva, che in Italia fu poi perfezionata. Tale tecnica consiste nel posizionare il perno nel canale, evitando che esso stipuli contatti con le pareti dentinali, e questo rappresenta l'alloggiamento passivo del perno. Per ottenere ciò, il perno deve essere di diametro inferiore rispetto al canale, la sua ritenzione è garantita dal cemento che costituisce l'interfaccia perno-dentina. Quando il canale viene strumentato sia con mezzi manuali che rotanti si osservano sulla superficie dentinale dei detriti organici e inorganici definiti come fango dentinale. Gli organici sono dovuti alla denaturazione della parte proteica dei tessuti dentali, mentre gli inorganici sono determinati dalla frammentazione della componente minerale del dente. Il fango dentinale ha uno spessore che varia da 3 a 10 μm ed è vigorosamente adeso alla superficie dentinale, per cui un semplice getto aria-acqua non è in grado di rimuoverlo. Il fango dentinale è formato da particelle globulari di idrossiapatite con diametro compreso tra 0,05 e 0,1 μm immerse in un ammasso organico di collagene. Il fango dentinale può essere distinto in superficiale e profondo. Il primo denominato *smear layer* è disposto sulla dentina del canale, mentre il secondo detto *smear plug* penetra nei tubuli dentinali. I detriti derivanti dalla strumentazione del canale riducono del 40% la permeabilità dentinale (senza però creare un vero e proprio sigillo, difatti sostanze come le tossine batteriche e l'albumina sono in grado di attraversarlo), di conseguenza i medicinali sono ostacolati nella loro diffusione, mentre l'adesione dei cementi è peggiorata. Ciò comporta la necessità di rimuovere completamente il fango dentinale al fine di favorire un'adeguata cementazione dei perni. Il cemento usato deve essere a bassa viscosità per penetrare nei tubuli dentinali e aderire correttamente al perno.

Il fango dentinale è eliminato utilizzando particolari sostanze:

- ipoclorito di sodio

Viene ottenuto iniettando cloro gassoso in una soluzione di idrossido di sodio: la soluzione finale, alcalina e ipertonica, presenta uguali volumi di NaOCl e NaCl e un'efficacia dipendente dalla concentrazione di cloro attivo. L'ipoclorito possiede azione antibatterica (il cloro agisce ossidando le pareti batteriche) e istolitica, che si estrinseca in maggior grado sulla polpa necrotica, l'efficacia s'incrementa con l'aumentare della temperatura. Il composto agisce sulla componente organica del fango, la sua attività dura per 4-5 minuti e ciò rende necessarie frequenti irrigazioni canalari.

- acido etilen-diamino-tetracetico

È attivo sulla porzione inorganica del fango dentinale, in endodonzia è adoperato in una soluzione al 15-17% tamponata con idrossido di sodio; questo fa sì che il pH passi da 4 a 7 aumentandone l'efficacia. Il composto ha un'azione autolimitante, ovvero agisce finché tutti i siti attivi non siano chelati da un atomo di calcio (Ca). Quando si crea l'equilibrio l'azione demineralizzante termina.

- acido ortofosforico

Il flacone fornito contiene acido ortofosforico al 35%, acido citrico, cetrimide, acqua depurata. Il Canalclean è efficace sia sulla componente organica, sia sull'inorganica. Il prodotto può essere utilizzato sia come irrigante, sia per mordenzare smalto e dentina. Introdotta nel canale con una pipetta di plastica la soluzione è lasciata agire per 30 secondi, ed eliminata con ipoclorito di sodio o soluzione fisiologica con abbondante lavaggio.

L'eliminazione del fango dentinale superficiale e profondo e l'esposizione delle fibre di collagene della dentina permetterebbe la realizzazione di un legame chimico-fisico con i monomeri adesivi. La persistenza della parete ipercalcificata dei tubuli dentinali non consente alla resina di contrarre legami con le fibre collagene e aumentare i valori di adesione con conseguenze diritte sulla morfologia dei lembi resinosi che vengono distinti in adesivi e non. I primi possiedono forma di cuneo con superficie irregolare e risultano adesi ai tubuli dentinali, i secondi hanno aspetto cilindrico e superfici lisce, separate dalle pareti interne dei tubuli da una soluzione di continuo causata dall'incapacità di contrastare la retrazione da polimerizzazione.

Il passaggio dei perni dalla seconda alla terza generazione è costituito dalla realizzazione in materiale non metallico (17-19).

La costruzione in metallo rappresentava il maggior limite dei perni di seconda generazione e ciò conferiva loro proprietà meccaniche estremamente diverse da quelle della dentina. La ricostruzione corono-radicolare era dunque il risultato di un assemblaggio di materiali eterogenei: dentina, perno metallico, cemento, materiale da restauro coronale. Il differente comportamento meccanico degli stessi determinava la concentrazione puntiforme degli stress, in grado di provocare fratture dentali (20).

Per ridurre questo rischio il sistema di ricostruzione corono-radicolare dovrebbe consistere nell'intima unione di materiali omogenei con caratteristiche meccaniche simili a quelle della dentina, ovvero modulo di Young di 18,6 GPa e coefficiente di Poisson pari a 0,31.

A quest'esigenza hanno risposto sia i *perni di terza generazione*, realizzati in materiali compositi rinforzati con fibre, sia la cementazione passiva preceduta da un opportuno trattamento del canale e sia i materiali da ricostruzione coronale.

Si è creato così un monoblocco formato dall'insieme di perno, cemento e dalle restanti parti del dente che sviluppano rapporti chimico-fisici, impossibili da ottenere applicando le vecchie procedure di ricostruzione corono-radicolare.

Alcuni perni della terza generazione più diffusi sono: il Composipost, il Carbonpost, il Tech 2000 e l'Endo Light Post.

1.5.3.1. Sistema Composipost

Il perno Composipost presenta due tratti cilindrici con scopo ritentivo e due porzioni coniche con scopo di stabilizzazione.

All'osservazione visiva il perno evidenzia quattro tratti: un primo segmento cilindrico localizzato coronalmente con diametro maggiore; un secondo cilindrico di diametro inferiore al primo; un terzo conico di raccordo tra le due porzioni cilindriche, con inclinazione di 45°C; il quarto è un'estremità conica. Il perno osservato al microscopio elettronico a scansione (Scanning Electron Microscope, SEM) evidenzia rugosità di 10-15 μm distribuite uniformemente su tutta la sua superficie.

Il perno è commercializzato in tre forme di lunghezza uguale e diametri diversi; e possiede una struttura di fibre di carbonio immerse in resina epossidica.

Le fibre sono l'elemento di rinforzo del perno rappresentando il 64% del peso totale; hanno diametro di 8 μm e lunghezza di 200 μm con disposizione longitudinale. Tali fibre dell'iniezione della matrice sono poste in tensione. Il perno risulta radiotrasparente ed è visualizzato come una zona d'ipodiafania rispetto alla restante porzione restaurata, se è applicato con un cemento radiopaco se ne può distinguere il profilo.

La matrice è costituita da resina epossidica che rappresenta in peso il 36%. L'unione tra matrice e fibre può essere migliorata aggiungendo una sostanza accoppiante.

Le proprietà meccaniche del perno risultano buone, grazie alla presenza delle fibre di carbonio. Il costruttore dichiara:

- resistenza al taglio 170 Mpa;
- resistenza alla trazione assiale 1600 Mpa;
- resistenza alla flessione longitudinale 1700 Mpa;
- resistenza alla compressione 440 Mpa;
- modulo d'elasticità che per forze perpendicolari è di 8-10 GPa, mentre per forze angolate di 30 °C e i 45 °C (che sono quelle che si verificano con maggiore frequenza a carico degli elementi dentali) il valore è di 21GPa; considerando che la dentina ha 18 GPa come modulo di Young, i valori sono molto vicini. Per forze lungo l'asse il valore sale a 110 GPa.

Le misure sono state effettuate in condizioni statiche, mentre in situazioni dinamiche sottoponendo il perno a cicli stressanti i valori diminuiscono del 10%, in un perno in titanio la riduzione di resistenza si attesta intorno al 50%.

Il materiale usato per la ricostruzione coronale è una resina BIS-GMA (BISfenolo-Glicidil-MetAcrilato) autopolimerizzante caricata per il 64% in peso. Il composto presenta una resistenza alla compressione di 227 MPa, ottime proprietà cementanti e sigillanti e un'insolubilità nei fluidi orali. Nella confezione si trovano due siringhe di cui una contenente il catalizzatore e l'altra la pasta base, la miscelazione tra i due deve avvenire con rapporto di 1:1 ottenendo così un tempo di lavorazione di 3 minuti e un tempo di indurimento di 2 minuti; nel caso di cementazioni complesse il tempo d'indurimento si può allungare variando il rapporto catalizzatore/pasta base fino ad un valore di 3:1, senza che le proprietà fisiche del prodotto vengano alterate. La refrigerazione prima dell'uso rallenta l'indurimento del cemento, mentre l'impiego del sistema adesivo ne riduce il tempo. Nel caso in cui il composito venga impiegato per la cementazione, la ditta produttrice garantisce spessori minimi del film (25 μm). La validità del prodotto a temperatura ambiente (22 °C) è di due anni.

Il cemento applicato è una resina BIS-GMA autopolimerizzante molto fluida capace di penetrare in fessure minori di 5 μm con bassa tensione superficiale, il riempitivo è assente o presente in bassa percentuale. La scelta del cemento è determinata dal fatto che il perno è

costituito per il 36% in peso da resina epossidica, ciò permette un'efficace interazione tra le due resine. Alcuni autori ritengono che il cemento contraendosi migliori la propria ritenzione e penetrando nei tubuli dentinali crei una struttura di resistenza (6).

Il cemento utilizzato garantisce ottime proprietà sigillanti e cementanti unite ad un'elevata tenuta meccanica della cementazione.

L'adesivo impiegato è un adesivo universale di IV generazione, così definito poiché in grado di aderire a tessuti dentari, metalli e porcellane opportunamente trattati. Il sistema comprende quattro componenti 2 compositi di preparazione (A e B), 2 resine di cui una di preparazione per l'adesione. I compositi A e B hanno il compito di costituire, insieme alla dentina mordenzata, lo strato ibrido; ciò avviene tramite penetrazione della resina contenuta nei compositi A e B all'interno dei tubuli dentinali formando gli zaffi resinosi.

Il trattamento del canale prevede l'utilizzo di acido ortofosforico al 32%, i valori registrati al test di taglio alla trazione assiale sono simili, intorno ai 960-980 N; sino a pochi anni fa il canale era trattato con acido ortofosforico e ipoclorito di sodio: in questi casi i dati registrati per lo stesso test erano inferiori, 720-780 N.

Oltre il Composipost standard, la casa produttrice ha introdotto sul mercato:

- Composipost Ritentive

Si differenzia dal modello classico per alcuni solchi circolari di media profondità, disposti ad intervalli regolari. L'introduzione delle scanalature nel disegno del perno non ne modifica le proprietà, ma la ritenzione è leggermente aumentata.

- Endocomposipost

Ha una forma lievemente più conica per rispettare ulteriormente l'endodonto, soprattutto nei sesti e nei settimi inferiori nella loro radice distale di forma rastremata.

- Composipost Ibrido

Mantiene la parte più interna in fibra di carbonio che è ricoperta da fibre minerali estetiche; mostra notevoli valori alla prova di taglio alla trazione assiale, ciò indica che il cemento lega saldamente con le fibre minerali estetiche che ricoprono il nucleo di carbonio.

- Composipost Estetico

È costruito con fibre minerali che gli conferiscono una certa traslucenza, possiede proprietà meccaniche inferiori, ma ciò non ne preclude l'utilizzo clinico visto che è utilizzato esclusivamente nel settore anteriore.

Questi ultimi due perni sono stati introdotti perché il Composipost standard permette eccellenti risultati in caso di restauri con protesi fissa, ma in ricostruzioni realizzate interamente in composito i risultati estetici sono dubbi a causa del colore nero del perno visibile come un'opacizzazione. Questi perni presentano un modulo d'elasticità costante (da 44 a 55 GPa).

Il kit introduttivo è composto da: una fresa che prepara il tratto iniziale del canale, lunga 5 mm e con diametro di 0,7 mm per perni di misura minore, 0,9 mm per quelli medi e 1,1 mm per quelli grandi; la seconda fresa è un alesatore calibrato con due cilindri sovrapposti uniti da un tratto conico inclinato di 45 °C, con diametro di 30 µm maggiore rispetto al perno, per lasciare lo spazio necessario alla cementazione passiva. Tale tipo di fresa non lavora in punta ma solo lateralmente.

1.5.3.2. Sistema Carbonpost

Il sistema Carbonpost è un sistema di perni prefabbricati realizzato nel 1996 e commercializzato nel 1997.

Il perno Carbonpost è cilindrico, con estremità apicale conica che si adatta perfettamente alla rastrematura. I diametri con cui è fornito sono quattro da 1, 1,4, 1,7 e 2 mm. La superficie esterna osservata al SEM appare regolare e priva di macroscopiche fessure o avvallamenti, tuttavia sono state osservati raramente piccoli crateri o protuberanze.

La composizione del perno prevede le fibre, la matrice e l'interfaccia.

Le fibre sono in carbonio con diametro di 5,3 μm , disposte secondo l'asse del perno, equidistanti e parallele tra loro. A differenza di quanto accade per i Composipost le fibre non sono pretensionate prima dell'iniezione della matrice.

La matrice è resina epossidica e permette la corretta adesione delle fibre. L'interfaccia costituisce la superficie di legame tra resina epossidica e le fibre di carbonio; la perfetta adesione tra i due materiali rende possibile la resistenza da parte del perno alle sollecitazioni meccaniche che si generano durante la masticazione.

Le proprietà del perno sono sovrapponibili a quelle del Composipost.

La ditta costruttrice del perno consiglia, sia per la cementazione che per la ricostruzione della porzione coronale, il medesimo materiale denominato Saturn.

Il Saturn è un composito a due componenti che consente di scegliere il sistema di polimerizzazione a seconda delle esigenze. I due componenti sono: una pasta base disponibile in due tonalità (una azzurra e una colore naturale) e una sostanza catalizzatrice fornita sia in pasta che in liquido. Quando la base è utilizzata senza l'ausilio del catalizzatore essa assume la caratteristica di materiale fotoindurente, mentre, quando alla pasta base è aggiunto il catalizzatore sia liquido che solido il Saturn è foto- e autopolimerizzante. Sia il catalizzatore liquido che quello solido influenzano la fluidità del prodotto ma non le caratteristiche di lavorabilità e di fotopolimerizzazione. Il Saturn offre buona modellabilità; è adesivo ma non colloso, quindi facilmente introducibile nei canali. Il composto è riempito con biossido di silicio distinto in macro e micro particellare.

Il Saturn presenta le seguenti caratteristiche: resistenza alla compressione di 248 MPa, resistenza alla trazione diametrale di 41,1 MPa, tempo di lavorazione a 23°C di 130 secondi (autopolimerizzazione), tempo d'indurimento a 23°C di 240 secondi (autopolimerizzazione), insolubile acqua. La casa produttrice afferma che il Saturn supera le specifiche A.D.A. (American Dental Association) n. 127 per materiali di restauro di tipo I (basso grado) e tipo II (alto grado).

Il Saturn può essere utilizzato per la cementazione di perni, per restauri di denti posteriori e di monconi protesici. I rapporti di miscelazione tra pasta base e catalizzatore liquido o solido sono: per il catalizzatore liquido si va da una goccia ad un massimo di tre gocce per ogni parte di base che corrisponde a 0,5-0,8 g, per il catalizzatore solido si va da 1/8 a 1/3 di pasta additiva per una di pasta base.

Il kit del Carbonpost comprende:

1. perni;
2. quattro frese (costruite in acciaio con tratto lavorante a spirale lungo 8 mm), una per ogni misura, utilizzate per la preparazione definitiva del canale;
3. cemento e materiale di ricostruzione Saturn nella pasta base sia in colore naturale che azzurro, e catalizzatore sia liquido che solido;
4. acido ortofosforico al 17%.

1.5.3.3. Sistema Tech 2000

Il sistema Tech 2000 è stato introdotto da poco in Italia, per cui i dati sperimentali a disposizione sono pochi. Il sistema si rifà al concetto del perno come parte integrante di

un'unica unità strutturale, ovvero il complesso dente-perno-restauro coronale deve essere costituito da un insieme di materiali omogenei aventi proprietà simili.

I componenti del sistema Tech 2000 sono costituiti dal perno e dal composito, che è utilizzato sia per la cementazione sia per la ricostruzione della porzione coronale.

Il perno non presenta spalle perciò è privo d'ogni appoggio, ciò permette una migliore distribuzione dei carichi attraverso il composito sull'intera lunghezza del canale, ha forma cilindrica con un'estremità conica con punta arrotondata per meglio adattarsi alla rastrematura del terzo medio e apicale ed evitare l'effetto cuneo. I perni sono forniti in quattro diversi diametri 1-1,2-1,3-1,6 mm. Le fibre sono disposte longitudinalmente, e non vengono pretensionate prima dell'iniezione della resina, perché la casa produttrice ritiene che così facendo se ne alterino le proprietà.

La matrice è una resina epossidica ottenuta per polimerizzazione di difenilpropano e metilossirano (dppMor) che ha una notevole affinità di legame con i prodotti contenuti nel cemento, soprattutto con il 10-metacrilossidecil-deidrogenofosfato (MDP), che è il monomero di base del cemento.

L'interfaccia che si crea tra le fibre di carbonio e la matrice è estremamente efficace e permette la trasmissione delle sollecitazioni in modo uniforme senza determinare aree di stress.

I perni hanno evidenziato le seguenti proprietà: resistenza alla flessione di 1700 MPa, resistenza alla trazione assiale di 1400 MPa, resistenza alla trazione trasversale di 80 MPa, resistenza alla compressione di 1200 MPa.

Il cemento è radiopaco, costituito da una pasta base e una catalizzatrice, entrambe contenenti resina BIS-GMA a bassa viscosità. La base contiene come monomero l'MDP che ha una notevole affinità per il dppMor della matrice. Il cemento è riempito per il 77% in peso con silano inorganico, è insolubile in acqua, ha buona adesione con la dentina (21Mpa) con buone proprietà meccaniche: resistenza alla compressione di 290 MPa, resistenza alla flessione di 77 MPa, modulo di Young di 6 MPa. I tempi di lavorabilità sono: miscelazione a 25°C in 240 secondi, alla stessa temperatura il tempo di lavorazione è di 240 secondi, quello di presa a 35°C è di 60 secondi, quello d'indurimento è di 180 secondi sempre a 35°C. Il cemento è commercializzato in tre tonalità di bianco: parzialmente traslucido, neutro traslucido e opaco.

Il materiale per la ricostruzione coronale è sia autopolimerizzante che fotopolimerizzante. La resina autopolimerizzante è costituita da BIS-GMA e UDMA (UretanDiMetAcrilato), riempita con una miscela di BIS-GMA e UTMA (diUretanTetraMetAcrilato) che forma un reticolo spaziale dotato d'elasticità, ciò migliora notevolmente le proprietà meccaniche, le quali divengono sovrapponibili a quelle della dentina.

Il materiale fotopolimerizzante per la ricostruzione è formato da BIS-GMA, UTMA e TEGMA (TriEtileneGlicoleDiMetacrilato) caricata con particelle di bario, silice libera e in particelle per l'83% in peso e il 66% in volume (21-25).

1.5.3.4. Sistema Endo Light Post

Gli Endo Light Post sono perni traslucidi, costituiti da fibre di quarzo pretensionate e inglobate in resina epossidica. Le fibre di rinforzo rappresentano il 60% in volume e possiedono un diametro di 8 μ m, vengono disposte parallelamente per assicurare un comportamento omogeneo sotto carico; risultano unite da resina epossidica più resistente rispetto alle resine poliestere che rappresentano il 40% in volume. L'interfaccia resina-fibra, di elevata qualità, evita il verificarsi di laminature sulla superficie del perno.

Il perno viene commercializzato con una lunghezza di 19 mm, e in diversi diametri, rispettivamente di 0,90 di 1,00 e di 1,20 mm, la conicità corrisponde a 2, ovvero l'incremento

della sezione per ogni mm di lunghezza partendo dalla sua estremità è di 0,02 mm e la punta risulta smussata.

Le proprietà meccaniche del perno si avvicinano a quelle della dentina; vengono riportate, per questo tipo di perni, una resistenza a trazione di 2200 MPa, una resistenza alla flessione di 1600 MPa, un modulo elastico a 30 °C di 14 GPa e un modulo elastico longitudinale di 48 GPa.

I meccanismi di ritenzione e di rinforzo in esame sottoposti a test di affaticamento hanno resistito a più di dieci milioni di cicli a 10 kg.

La biocompatibilità dei perni è stata valutata conforme agli standard ISO 10993 che comprendono: determinazione della citotossicità, reattività intracutanea, tossicità genetica, aberrazione cromosomica e mutagenicità.

Gli Endo Light Post possiedono un'adeguata radiopacità e i vantaggi nell'impiego del sistema possono essere riassunti in alcuni punti fondamentali:

- atraumaticità;
- affidabilità legata alla capacità della matrice epossidica di assicurare elevati valori di adesione con i materiali di cementazione e ricostruzione coronale di facile esecuzione adoperando le frese del kit;
- estetica.

Il cemento fornito insieme ai perni è un cemento indicato per il fissaggio di corone in ceramica integrale, intarsi e faccette in ceramica o composito e perni in fibra.

Questo composito viene definito duale perché in grado di polimerizzare sia per mezzo di luce con lunghezza d'onda compresa tra i 400 e 480 nanometri, sia per attivazione chimica. Esso si prepara miscelando la pasta base con il catalizzatore in rapporto 1:1, il tempo di lavorazione è di 3 minuti e 30 secondi, il tempo di autopolimerizzazione corrisponde a 7 minuti mentre utilizzando una lampada alogena il cemento polimerizza in 40 secondi. Una volta miscelato e lasciato sul blocchetto, può apparire non polimerizzato, ciò è imputabile all'inibizione che l'ossigeno esercita nei confronti della polimerizzazione stessa. È ovvio che quando il materiale di fissaggio viene impiegato per cementare un manufatto protesico o un perno in fibra, la polimerizzazione avviene completamente, poiché vi è assenza di ossigeno gassoso.

Il cemento risulta costituito da una matrice resinosa di BIS-GMA e UDMA; il riempitivo inorganico rappresenta il 68% in peso ed è una miscela di stronzio, silice sub-microscopica e vetro. Vengono riportate per questo cemento composito le seguenti caratteristiche meccaniche: resistenza alla trazione di 43 MPa, resistenza alla compressione di 283 MPa, resistenza alla flessione di 81 MPa, modulo di elasticità in flessione di 7,3 GPa; il radiopacizzante impiegato è il bario. Il cemento, insolubile nei liquidi orali, presenta un ridotto spessore del film dopo polimerizzazione, appena 20 µm, che conferisce, secondo la casa produttrice, un'elevata precisione in fase di cementazione. Il prodotto ha una validità di due anni a temperatura ambiente.

Il composito fornito insieme ai perni è un composto fotopolimerizzante ed espressamente concepito per la ricostruzione di monconi sui quali posizionare corone in ceramica integrale. Tale composito essendo privo di pigmenti, si lascia facilmente attraversare dalla luce, offre quindi la possibilità di polimerizzare spessori fino a 5 mm. La resina che costituisce la matrice organica è una miscela di BIS-GMA, TRI-EDMA (TRI-EtileneDiMetAcrilato) ed BIS-GMA etaxilato, quest'ultimo composto rende il composito maggiormente idrofobico diminuendo l'assorbimento d'acqua e la colorazione dello stesso dovuta all'infiltrazione. La componente inorganica (costituita da fibre di vetro, quarzo, silice sub-microscopica, bario e stronzio) costituisce il 78% in peso e permette di raggiungere notevoli valori per quanto riguarda le proprietà meccaniche.

La durezza di Barkol corrisponde a 74 MPa, la resistenza alla trazione è di 46 MPa, quella alla compressione è di 283 MPa, la resistenza alla flessione equivale a 128 MPa, il modulo elasticità in flessione è di 9,4 GP.

Il composito, per l'aggiunta di bario, all'esame radiografico appare radiopaco.

Il prodotto possiede una validità di 3 anni conservato a temperatura ambiente.

2. ANALISI SPERIMENTALE

Le ricostruzioni post-endodontiche costituite da materiale non metallico vengono oggi più utilizzate rispetto ad altre perché, grazie all'omogeneità delle loro componenti, permettono di creare un insieme monolitico restauro-dente che consente non solo un'adeguata ritenzione supporto del materiale di ricostruzione ma anche un'uniforme trasmissione degli sforzi alle strutture dentarie residue. I perni in fibra di carbonio, accanto alle loro ottime caratteristiche meccaniche e cliniche, presentano un unico inconveniente: il colore nero, che li rende inadatti ai restauri estetici; per risolvere questo problema sono stati introdotti perni in fibra di quarzo con caratteristiche estetiche, a questa categoria appartengono gli Endo Light Post.

Tali perni sono stati sviluppati in collaborazione con l'università di Montreal; possiedono un profilo conico che gli consente di sfruttare il massimo spazio canalare disponibile senza necessità di modificare lo spazio endodontico.

Studi *in vitro* hanno evidenziato la concentrazione di sforzi a livello dell'apice e un effetto cuneo associati all'utilizzo dei perni conici che determinano fratture radicolari. Tuttavia, le applicazioni *in vivo* di tali studi possono essere limitative. Difatti, uno studio retrospettivo riguardante l'impiego di perni conici lisci posizionati da più di dieci anni *in situ*, ha rivelato il verificarsi di 9 insuccessi su 138 denti, di cui solo due erano attribuibili a fratture radicolari, mentre gli altri fallimenti erano riconducibili a cause parodontali, endodontiche o legati all'inadeguatezza del restauro. Questa osservazione ha condotto gli autori alla conclusione che il corretto utilizzo di perni conici era sovrapponibile ad un'adeguata ritenzione e al ridotto rischio di frattura (26-32).

2.1. Scopo della ricerca *in vitro*

Lo scopo di questa ricerca consiste nel valutare la capacità ritentiva di perni estetici di terza generazione denominati Endo Light Post, realizzati in fibre di quarzo immerse in resina epossidica.

In particolare, tale studio vuole determinare l'influenza delle sollecitazioni meccaniche e termiche e della presenza di fluidi fisiologici sulla stabilità del legame esistente tra gli elementi del sistema Endo Light Post e le strutture dentinali dello spazio endodontico.

Essendo estremamente complicato riprodurre *in vitro* le forze di masticazione, che *in vivo* influenzano le capacità d'adesione del blocco dente-perno-restauro, la ritenzione è stata misurata effettuando prove di sforzo di taglio a trazione assiale dei campioni in esame sino a provocarne la rottura.

Poiché i materiali dentali in genere sono destinati ad una permanenza a medio e lungo termine nel cavo orale, il quale rappresenta un ambiente chimico-fisico estremamente aggressivo in grado di determinare alterazioni delle proprietà degli stessi, molti autori ritengono che il termociclaggio simuli efficacemente lo stress termico che si sviluppa nella cavità orale e sia quindi una prova fondamentale da effettuare per valutare la validità e idoneità d'impiego dei dispositivi medici di tal genere.

A provocare un eventuale distacco del complesso perno-cemento-dentina intervengono diversi fattori tra i quali il disegno e le dimensioni della cavità, le caratteristiche dell'ambiente orale, l'imperizia da parte del clinico a manipolare adeguatamente i materiali, le variazioni dimensionali durante la polimerizzazione, la dissoluzione e il coefficiente di espansione termica.

Quest'ultimo fattore può influire sulla capacità di adesione dell'intero complesso dente-perno-restauro, in quanto le variazioni di temperatura nel cavo orale per l'assunzione di cibi freddi o caldi sono repentine e di notevole entità (32). Conseguentemente a ciò, più ampia è la differenza tra il coefficiente di espansione termica dei tessuti dentali e i materiali impiegati per la ricostruzione, tanto maggiore risulterà l'entità della fessura marginale che si viene a creare tra le interfacce cemento-perno-dentina (34, 35).

2.2. Materiali e metodi

L'indagine sperimentale riguardante il nuovo sistema estetico di ricostruzione coronoradicolare denominato Endo Light Post è stata articolata in due punti:

- esame al SEM a diversi ingrandimenti della superficie del perno Endo Light Post intatto;
- test riguardante lo sforzo a taglio a trazione assiale mediante dinamometro elettronico al fine di valutare l'efficacia ritentiva del sistema Endo Light Post.

2.2.1. Preparazione dei campioni

2.2.1.1. Preparazione del perno per l'osservazione al SEM

Per l'osservazione al SEM è stato preso in esame un perno Endo Light Post di misura 120 secondo la standardizzazione ISO. Si è trattato il campione con acido ortofosforico al 37% per 5 secondi e successivamente con un getto aria-acqua per 25 secondi, per eliminare eventuali materiali che potevano disturbare la realizzazione delle immagini al microscopio elettronico. Dopo asciugatura con getto d'aria per 10 secondi, il perno è stato montato su un supporto circolare di alluminio e quindi metallizzato con oro mediante un processo di *sputtering* al fine di renderlo conduttivo, per uno spessore di 25 nm. La tensione fornita per determinare l'accelerazione del fascio di elettroni per l'osservazione è stata fissata a 20 KV.

2.2.1.2. Preparazione dei campioni per le prove meccaniche

Per l'esecuzione delle prove sono stati presi in considerazione 28 elementi dentali monoradicolarati estratti per motivi paradontali o ortodontici e conservati in soluzione fisiologica a temperatura ambiente. Ogni dente è stato trattato endodonticamente secondo la metodica *step back* con strumenti K-files fino a 0,5 mm dall'apice, impiegando per l'irrigazione canalare EDTA al 17% e ipoclorito di sodio al 5%, con la tecnica della condensazione verticale a caldo; adoperando guttaperca non standardizzata di formato F e cemento endodontico Argoseal, si è proceduto poi all'otturazione dello spazio canalare. L'Argoseal rappresenta un cemento a base di ossido zinco eugenolo, la polvere racchiusa in capsule nella quantità di 110 mg contiene 33 mg di polvere d'argento, 45,33 mg di ossido di zinco, 17,60 mg di resina naturale e 14,07 mg di diiodotimolo, il liquido è composto da 3,9 g di eugenolo e 1,1 g di oleoresina. La miscelazione prevede un rapporto polvere-liquido di una capsula per una goccia sino ad ottenere un impasto omogeneo.

Nella fase seguente, adoperando dei dischi separatori, ogni campione è stato privato della porzione coronale lungo un piano di sezione perpendicolare all'asse lungo del dente passante a 0,5-1 mm coronalmente alla giunzione amelo-cementizia. Si è poi proceduto alla preparazione dell'alloggio endocanalare del perno, rimuovendo la guttaperca con le frese del kit Endo Light Post utilizzate ad una profondità standard di 8 mm, per ogni campione. A questo punto è stato eseguito il test, lasciando il perno intatto, in quanto in questo studio sperimentale si è voluto

analizzare il rapporto del perno al cemento e la dentina canalare, non considerandone i rapporti con la ricostruzione coronale.

Successivamente, attenendosi scrupolosamente al protocollo operativo, si è eseguito il trattamento chimico del canale, per la rimozione del fango dentinale e degli eventuali residui di cemento, mediante un gel di acido fosforico al 32% per 15-20 secondi; questo è stato successivamente rimosso con un getto aria-acqua per 10 secondi. Nella delicata fase dell'asciugatura, si sono impiegati prima dei coni di carta per eliminare gli eccessi d'acqua e poi per circa tre secondi un leggero getto d'aria, senza mai far assumere alla dentina un aspetto bianco gessoso. A questo punto si è proceduto alla cementazione dei perni secondo quanto previsto dalla ditta produttrice.

I 28 campioni sono stati poi suddivisi in 4 gruppi di 7 elementi ciascuno, a seconda del tipo di trattamento a cui sono stati sottoposti dopo la loro preparazione. Nel primo gruppo (Gruppo I) i campioni sono stati conservati a secco senza subire alcun trattamento aggiuntivo; nel secondo gruppo (Gruppo II) i campioni sono stati conservati in bagno termostatico di soluzione fisiologica a 37 °C per 48 ore; nel terzo gruppo (Gruppo III) i campioni sono stati conservati in soluzione fisiologica in bagno termostatico a 37 °C per 48 ore e sottoposti a 10 termocicli tra 4 °C e 58 °C. In questi primi tre gruppi si è inoltre proceduto alla realizzazione di nicchie a forma di parallelepipedo rettangolo (al fine di inserire i campioni nel dinamometro per le prove meccaniche) utilizzando per alcuni secondi una turbina ad aria compressa. Nel quarto gruppo (Gruppo IV), invece, dopo aver conservato i campioni in bagno termostatico di soluzione fisiologica a 37 °C per 48 ore, tali nicchie sono state preparate utilizzando un manipolo da laboratorio alla velocità di 20000 giri/m per 30 secondi.

Quindi su tutti i campioni sono state effettuate prove di sforzo di taglio a trazione (*tensile shear stress*) mediante dinamometro elettronico (Figura 1), per valutare quale influenza potesse esercitare il diverso trattamento termico o meccanico sulle qualità di ritenzione della ricostruzione (Figura 2).

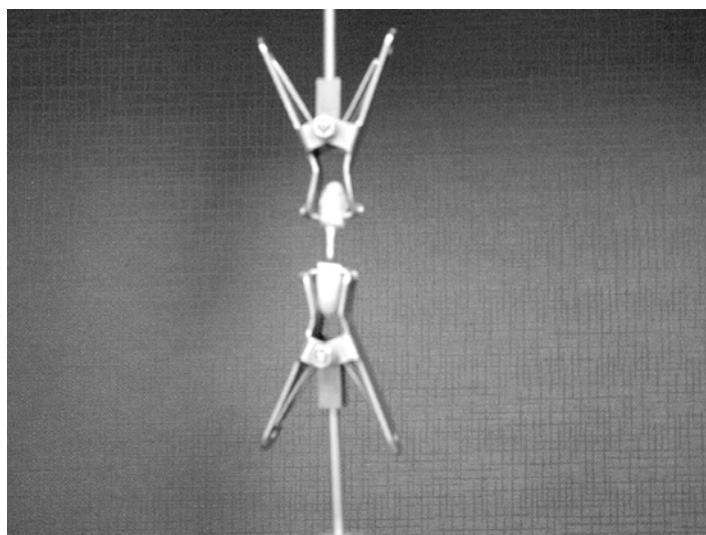


Figura 1. Sistema di afferraggi e campione di dente ricostruito con perno endocanalare al quarzo, durante la prova meccanica

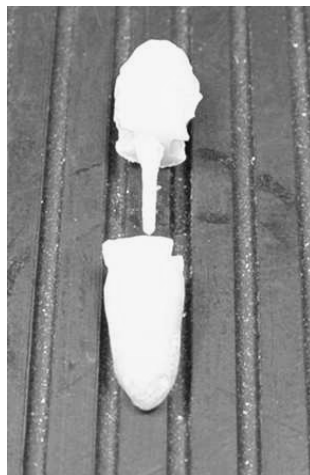


Figura 2. Particolare di campione di dente ricostruito con perno endocanalare al quarzo dopo la prova meccanica

2.3. Risultati

2.3.1. Osservazioni al SEM

Il perno Endo Light Post al SEM evidenzia a 50X una superficie irregolare e non omogeneamente liscia (Figura 3); le diverse immagini eseguite, che vanno dal bordo superiore a quello inferiore passando per la zona centrale del perno, mostrano le fibre in quarzo disposte longitudinalmente interposte alle quali si evidenziano particelle di matrice epossidica.

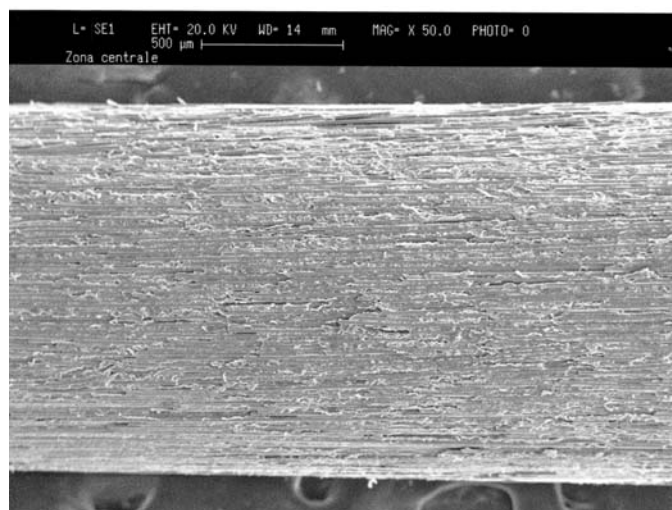


Figura 3. Perno Endo Light Post, zona centrale (SEM, 50X)

A 1000X le fibre di rinforzo appaiono parallele tra loro e ben compatte, disposte in modo ordinato; nel contempo si rivela una minima quantità di matrice resinosa, in relazione alla notevole percentuale di riempimento dei perni (Figura 4). Nell'immagine sono mostrate due tipologie di fibre di quarzo di cui si è valutato il diametro, che corrisponde per quella nella parte superiore a 14,7 μm e per quella nella zona inferiore a 13,3 μm .

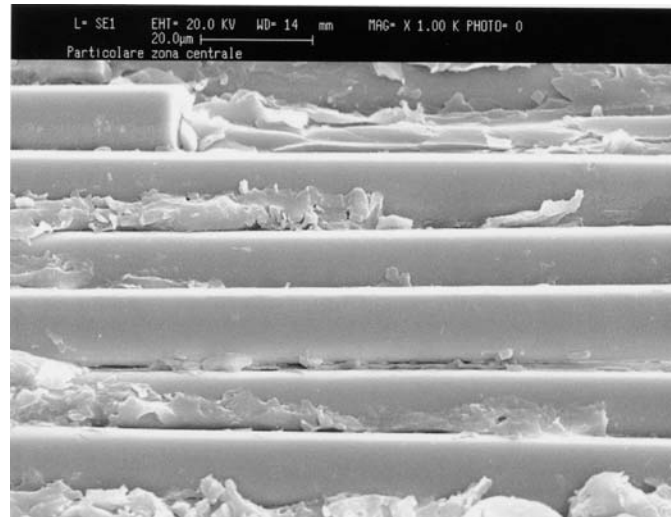


Figura 4. Perno Endo Light Post, particolare della zona centrale (SEM, 1000X)

A 5000X si può cogliere la misura del diametro di una fibra che è stato valutato a 13,7 μm (Figura 5).

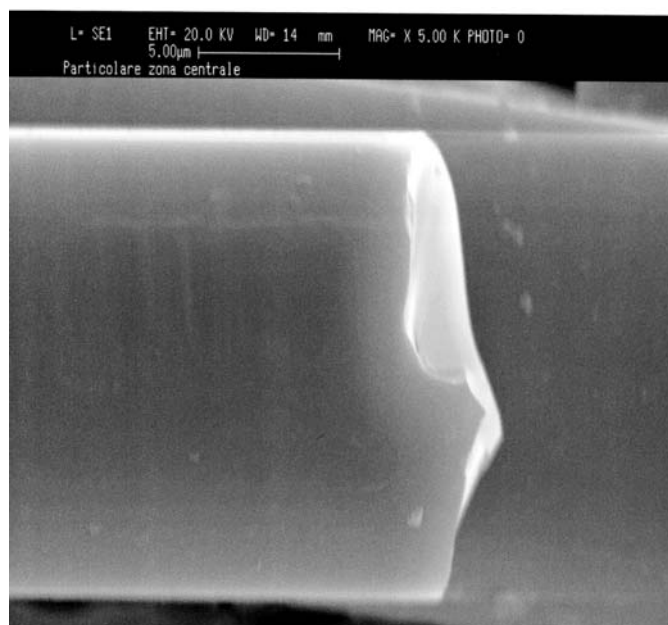


Figura 5. Perno Endo Light Post, particolare di una fibra di quarzo con diametro di 13,7 μm (SEM, 5000X)

Nelle inquadrature a notevole ingrandimento è stato possibile valutare il diametro delle fibre di quarzo, che rappresentano il rinforzo dei perni Endo Light Post. Le misure effettuate appaiono abbastanza uniformi evidenziando una buona standardizzazione dei processi che permettono la realizzazione delle fibre stesse; difatti la differenza massima di sezione rilevata tra le fibre è di circa 1 μm .

2.3.2. Prove meccaniche

I risultati delle prove meccaniche permettono di trarre alcune considerazioni riguardo al sistema analizzato (Tabella 1).

Tabella 1. Risultati della prova meccanica di sforzo di taglio a rottura a trazione

Gruppo	Valore medio $\pm$ deviazione standard (MPa)
I	2,7 $\pm$ 0,5
II	2,4 $\pm$ 1,3
III	1,5 $\pm$ 1,0
IV	3,1 $\pm$ 1,8

I valori ottenuti per tutti i gruppi risultano relativamente comparabili e uniformi tra loro, non essendo stata registrata all'analisi della varianza ad una via (ANOVA) alcuna significatività statistica nella differenza tra tutte le medie, se non tra il primo gruppo (campioni conservati a secco) e il terzo gruppo, in cui la significatività si avvicina, pur non raggiungendolo, all'1%.

2.4. Conclusioni

Il sistema Endo Light Post per ricostruzione endodontica, comprendente i perni in fibra di quarzo, che è stato preso in esame in questo lavoro sperimentale, dall'aspetto visivo risulta essere uno dei più adatti dal punto di vista estetico poiché il suo colore è molto simile a quello dei tessuti dentali.

I perni in carbonio, attualmente molto utilizzati per le loro ottime prestazioni meccaniche e di ritenzione endocanalare, mostrano un aspetto sicuramente meno simile ai tessuti dentali, ed a causa proprio del loro colore scuro non sono molto adeguati esteticamente (34).

La valutazione strutturale della costruzione dei perni è stata verificata con il microscopio elettronico che ha evidenziato la compattazione parallela di fibre di quarzo molto simili in una matrice di resina, mostrando quindi una realizzazione ed assemblaggio delle fibre, comparabile con quella dei robusti perni in carbonio.

La capacità ritentiva dei perni in fibra di quarzo, valutata *in vitro* secondo il nostro protocollo di prova, ha mostrato di essere sensibile agli stress termici, al contrario di quanto precedentemente ottenuto da una sperimentazione su un sistema per ricostruzione endodontica con perni in fibra di carbonio (33). Tale prestazione non molto incoraggiante, non è sicuramente imputabile al perno in fibra di quarzo ma molto più probabilmente al sistema di adesione utilizzato, poiché tutti i perni di tutti i gruppi non hanno subito, durante le prove meccaniche, nessun tipo di frattura. I componenti di questo sistema di ricostruzione endodontica, responsabili dell'adesione, sembrano non essere quindi, ancora non perfettamente adeguati al materiale del perno utilizzato, non riuscendo a creare uno stretto ed affidabile legame tra la

ricostruzione con il perno in quarzo ed i tessuti dentali. Principalmente, il legame realizzato secondo le indicazioni della casa costruttrice di questo tipo di sistema di ricostruzione sembra essere molto sensibile alle variazioni di temperatura che provocano una sensibile riduzione dell'adesione perno- dentina. Poiché le variazioni di temperature sono molto frequenti nel cavo orale, sicuramente i sistemi di adesione utilizzati dovranno essere ottimizzati sia dalla ditta costruttrice, in fase di realizzazione, sia dagli odontoiatri in fase di sperimentazione ed utilizzo.

I perni in fibre di quarzo dimostrano invece che la loro capacità ritentiva non viene alterata all'aumentare del grado di umidità successivo al suo inserimento nei tessuti dentali, poiché i valori di rottura della interfaccia, che si crea tra la ricostruzione endodontica e i tessuti dentali, sono sovrapponibili. Questo comportamento è molto importante dato l'utilizzo di tali dispositivi in un ambiente come quello del cavo orale, dove è sempre presente la saliva.

Altro comportamento molto incoraggiante per l'utilizzo di questo tipo di sistema con perni di quarzo è stato quello di non aver alterato le sue prestazioni di ritenzione endocanalare in presenza di stress vibrazionale, applicato tramite manipolo ad alta velocità vicino alla ricostruzione. Tale prestazione potrebbe indicare un'applicazione favorevole di tali perni e del loro sistema di ricostruzione, anche in pazienti bruxisti.

Inoltre questo potrebbe portare a considerare la possibilità di un relativamente sicuro utilizzo di turbine o altri manipoli meccanici in fase di preparazione dell'elemento dentale così ricostruito, qualora esso debba essere utilizzato come moncone protesico (35).

L'alto valore delle deviazioni standard riportate dai valori ottenuti dalle prestazioni meccaniche *in vitro* e l'esiguo numero dei campioni esaminati rendono questa ricerca ancora preliminare rispetto ad altre future che avranno l'obiettivo di ampliare la sperimentazione e i risultati ottenuti in questa sede, al fine di supportare(confermare) e di migliorare eventualmente i sistemi di adesione utilizzati in tali applicazioni.

Questo potrebbe portare a considerare la possibilità di un utilizzo relativamente sicuro di turbine o altri manipoli meccanici in fase di preparazione dell'elemento dentale così ricostruito, qualora esso debba essere utilizzato come moncone protesico (35).

L'alto valore delle deviazioni standard riportate dai nostri risultati sperimentali e l'esiguo numero dei campioni esaminati rendono questa ricerca ancora preliminare ad altre che avranno l'obiettivo di confermare, ed eventualmente ampliare, i risultati ottenuti in questa sede.

BIBLIOGRAFIA

1. Gorni F, Lamorgese V, Malentacca A. Root resorption. 1. Etiopathogenesis, diagnosis and clinical manifestations. *G Ital Endod* 1991;5(2):36-42.
2. Castellucci A. Bleaching on endodontically treated teeth. *Attual Dent* 1987;3(35):14-6.
3. Anderlini G. *Moderni orientamenti per la restaurazione dentale*. Bologna: Edizione Martina; 1995.
4. Laurichesse JM, Maestroni F, Breillat J. *Endodonzia clinica*. Milano: Masson; 1994.
5. Duret B, Reynaudu M, Duret F. Un nouveau concept de reconstitution corono-radicaire. *Le composi, la chirurgien Dentiste de France* 1990;540:131-41.
6. Fuchchs P. Ritenzione con perni in denti sottoposti a trattamento endodontico. In: Hupfauf L. *La protesi fissa*. Firenze: USES Edizioni Scientifiche 1991. p. 264-74.
7. Fuhur H. Il perno moncone. In: Hupfauf L. *La protesi fissa*. Firenze: USES Edizioni Scientifiche;1991. p. 42-5.
8. Baume LJ. The biology of pulp and dentine. A historic, terminologic-taxonomic, histologic-biochemical, embryonic and clinical survey. *Monogr Oral Sci* 1980;8:1-220.
9. Van Hassel HJ. Physiology of the human dental pulp. *Oral Surg* 1971;32:126.
10. Lehmann ML. Tensile strenght of human dentin. *J Dent Res* 1967;46:197-201.
11. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1994; 71(6):565-7.
12. Barone M, Gargari M, Mangani F, Cisancioni L. Valutazione delle ritenzioni naturali nelle restaurazioni in amalgama dopo terapia canalare. *Dent Mod* 1990;7:49-62/1263-76.
13. Barone M. Fibre a tecnologia avanzata in odontoiatria restaurativi. *Dent Mod* 1997;10:11-32.
14. Calderari G, Simone M, Gagliani M, Re D. Perni in composito nella ricostruzione di denti trattati endodonticamente. *Dent Mod* 1995;2:167-74:19-23.
15. Cantatore G, Corigliano M., Malagnino V. Perni moncone in resina acetlica. *Dent Cadmos* 1992;12:42-50.
16. Altamura C, Andreassi Bassi A, Cantatore G. Ricostruzioni post endodontiche con perni prefabbricati di nuova concezione. *Attualità Dentale* 1996;11/12:6-16.
17. Goracci G, Bazzucchi M, Casa de Martinis L, Mori G. Punta diamantata e preparazione di cavità. *Dent Cadmos* 1994;12:30.
18. Dallara A, Rovatta L, Mason PN. Nuove ricerche sui perni in fibra di carbonio. *Minerva Stomatol* 1994; 43(12):557-63.
19. Ortolani V, Bertelli E. Valutazione degli sforzi nel perno moncone tradizionale ed in quello cosiddetto passivo. *Minerva Stomatol* 1993;42:525-32
20. Goldstein RG, Hudis I S. Restoration of endodontically treated teeth: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 1986;55:1:35-40
21. Gutmann JL, Preparation of endodontically treated teeth receive a post-core restoration. *J Prosthet Dent*; 38:413-9.
22. Marci F. Experimental studies on the mode of transmission of mechanical stimulation of the teeth. *Mondo Odontostomatol* 1967;9(6):672-8.

23. Goracci G, Mori G, Verdecchia R. Gli adesivi dentinali: teoria e pratica secondo le più recenti ricerche. *Dent Cadmos* 1998;10:1.
24. Pagano E. Le ricostruzioni dei monconi con perni fusi. *Dent Mod* 1986;4:95-9/625-9.
25. Monaco A, Boccuni M, Marci MC. Indices of treatment needs in orthodontics: the applicability of the DAI (Dental Aesthetic Index). *Minerva Stomatol* 1997;46(5):279-86.
26. Fuzzi M, Cacciali M, Treccani A. Tecniche ricostruttive dei denti tratti endodonticamente. *RIS* 1983;7;417-21.
27. Lloyd PM, Palik FJ. The philosophies of dowel diameter preparation: a literature review *J Prosthet Dent* 1993;69(1):32-6.
28. Johnson JK, Sakumura JS. Dowel form and tensile force. *J Prostet Dent* 1978;40(6):645-9.
29. Sorensen JA, Martinooff T. Intracoronale reinforcement and coronal converge: a study of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1984;5:580-4.
30. Dewhirst KW, Fisher DW, Shillinburg HT. Dowel core fabrication. *J South Calif Dent Assoc* 1969;37:444-9.
31. Madison S, Zakariasen KL. Linear and volumetric analysis of apical leakage in teeth prepared for post. *J Endod* 1984;9:422-7.
32. Bedini R, Caiazza S, De Angelis G, Formisano G, Ioppolo P, Andreasi Bassi M, Uberti P. *Studio in vitro delle prestazioni meccaniche di un di sistema di perni endocanalari di ultima generazione*. Roma: Istituto Superiore di Sanità; 1999. (Rapporti ISTISAN 99/3).
33. Bedini R, Caiazza S, Formisano G, Ioppolo P, Altamura C, Majori M. *Valutazione meccanica, ultrastrutturale e clinica di ricostruzioni endodontiche eseguite con vari tipi di adesivi smalto-dentinali e perni in fibra di carbonio*. Roma: Istituto Superiore di Sanità; 1998. (Rapporti ISTISAN 98/15).
34. Bedini R, Formisano G, Ioppolo P, Altamura C, Majori M, Tundo E, Caiazza S. *Valutazione meccanica ed ultrastrutturale di ricostruzioni post-endodontiche con perni endocanalari non metallici sabbiati superficialmente*. Roma: Istituto Superiore di Sanità; 2000. (Rapporti ISTISAN 00/27).
35. Satish CK, Cristofher W, James DV, Roberts NS. Anatomy of cups of posterior teeth and their fracture potential. *J Prosthet Dent* 1990;64:139-45.

*Presidente dell'Istituto Superiore di Sanità
e Direttore responsabile: Enrico Garaci*

*Coordinamento redazionale:
Paola De Castro e Sandra Salinetti*

*Stampato dal Servizio per le Attività Editoriali
dell'Istituto Superiore di Sanità, Viale Regina Elena, 299 - 00161 ROMA*

*La riproduzione parziale o totale dei Rapporti e Congressi ISTISAN
deve essere preventivamente autorizzata.*

Reg. Stampa - Tribunale di Roma n. 131/88 del 1° marzo 1988

Roma, dicembre 2002 (n. 4) 4° Suppl.

*La responsabilità dei dati scientifici e tecnici
pubblicati nei Rapporti e Congressi ISTISAN è dei singoli autori*