

ISTITUTO SUPERIORE DI SANITÀ

**Valutazione delle caratteristiche a flessione
di diversi tipi di perni endocanalari**

Rossella Bedini (a), Raffaella Pecci (a),
Nicola Maria Grande (b), Gianluca Plotino (b)

(a) Dipartimento di Tecnologie e Salute, Istituto Superiore di Sanità, Roma
(b) Istituto di Clinica Odontoiatrica, Università Cattolica del Sacro Cuore, Roma

ISSN 1123-3117

Rapporti ISTISAN

05/7

Istituto Superiore di Sanità

Valutazione delle caratteristiche a flessione di diversi tipi di perni endocanalari.

Rossella Bedini, Raffaella Pecci, Nicola Maria Grande, Gianluca Plotino

2005, 32 p. Rapporti ISTISAN 05/7

Il rapporto si articola in due parti: 1) un'analisi critica della letteratura inerente tutto ciò che riguarda le problematiche legate alla ricostruzione dei denti trattati endodonticamente; 2) un'analisi sperimentale sul modulo elastico a flessione e il massimo sforzo a flessione che hanno mostrato diversi tipi di perni endocanalari. 60 campioni sono stati sottoposti a test a flessione su tre punti (*three-point bending test*) e successivamente le superfici di frattura dei campioni sono state analizzate al SEM (*Scanning Electron Microscope*), per osservarne la morfologia. I valori a flessione ottenuti sono stati analizzati statisticamente con l'analisi della Varianza a una via e i confronti multipli sono stati effettuati con test *t* di Holm, con livelli di significatività posti a $p < 0,05$. I risultati hanno messo in evidenza caratteristiche meccaniche sostanzialmente omogenee (nessuna differenza statisticamente significativa) tra i diversi perni in fibra sia per quanto riguarda la flessibilità (modulo a flessione) che per la resistenza (sforzo massimo a flessione). Per quanto riguarda i perni metallici, tutti i gruppi sono risultati essere più rigidi e più resistenti alla frattura dei perni in fibra con valori statisticamente significativi.

Parole chiave: Perni endocanalari, Modulo elastico a flessione, Test a flessione su tre punti

Istituto Superiore di Sanità

Flexural performance evaluation of different root canal posts.

Rossella Bedini, Raffaella Pecci, Nicola Maria Grande, Gianluca Plotino

2005, 32 p. Rapporti ISTISAN 05/7 (in Italian)

This work is divided into two parts: 1) a review of the literature concerning restoration problems of endodontically treated teeth; 2) an experimental analysis of the flexural modulus and the flexural strength of different root canal posts. 60 specimens were subjected to a three-point bending test and successively were subjected to SEM analysis to observe the fracture surface morphology. Results were analysed with ANOVA (Analysis of Variance) test and Holm's *t* test with a significance level of $p < 0.05$. The obtained experimental values showed that all fibre type posts had similar mechanical properties (no statistically significant differences), regarding both their flexibility (flexural modulus) and their resistance (maximum flexural strength). All metal post groups were found to be stiffer and more resistant to fracture than the fibre posts with significative statistical differences.

Key words: Endodontic posts, Flexural modulus, Flexural three-point bending test

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

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

Presidente dell'Istituto Superiore di Sanità e Direttore responsabile: *Enrico Garaci*
Registro della Stampa - Tribunale di Roma n. 131/88 del 1° marzo 1988

Redazione: *Paola De Castro, Sara Modigliani e Sandra Salinetti*
La responsabilità dei dati scientifici e tecnici è dei singoli autori.

© Istituto Superiore di Sanità 2005

INDICE

1. Ricostruzione del dente trattato endodonticamente: analisi della letteratura	1
1.1. Fattori da valutare nella fase di progettazione del restauro del dente trattato endodonticamente	3
1.1.1. Forma della radice.....	3
1.1.2. Spessore della radice e delle pareti dentinali residue	4
1.1.3. Rapporto tra lunghezza della corona e lunghezza della radice.....	4
1.1.4. Salute dei tessuti periapicali.....	4
1.1.5. Ruolo funzionale dell'elemento	4
1.1.6. Criteri di scelta per il restauro del dente non vitale.....	5
1.1.7. Tipo e forma del perno.....	5
1.1.8. Il <i>core</i>	7
1.1.9. Lunghezza e diametro del perno	7
1.1.10. Tipo di cementazione del perno	8
1.1.11. Ruolo dell'effetto ferula nella prognosi del restauro definitivo	9
1.2. Fattori da valutare per la realizzazione del <i>post-space</i>	10
1.2.1. Quantità di materiale residuo da otturazione canalare	10
1.2.2. Danni al periodonto causati da surriscaldamento	10
1.2.3. Modalità di rimozione dell'otturazione per la creazione del <i>post-space</i>	11
1.2.4. Preparazione del <i>post-space</i> immediata o ritardata	11
1.2.5. Tempi operativi legati al controllo della disinfezione all'interno del <i>post-space</i>	12
2. Analisi sperimentale: valutazione delle prestazioni a flessione	13
2.1. Materiali e metodi	14
2.2. Risultati	17
2.3. Discussione e conclusioni	20
Bibliografia	23

1. RICOSTRUZIONE DEL DENTE TRATTATO ENDODONTICAMENTE: ANALISI DELLA LETTERATURA

Il mantenimento degli elementi dentari sottoposti a terapia canalare, oltre che dalla qualità del trattamento endodontico in sé, dipende molto dal restauro coronale successivo al trattamento stesso. Gli elementi in questione, spesso notevolmente distrutti, necessitano della messa a punto di soluzioni restaurative durature per assicurare il successo della terapia. Purtroppo, invece, i denti trattati endodonticamente molte volte vengono ad essere persi perché restaurati in modo incongruo, senza un adeguato sigillo coronale e senza un'appropriate protezione della struttura dentale residua.

È dunque fondamentale che la terapia endodontica, svolta nel modo più corretto possibile, sia seguita da una ricostruzione adeguata a restituire al dente la forma e la funzione perdute e a permettere il mantenimento igienico dell'unità dento-gengivale. Solo in questo modo il dente può considerarsi completamente reintegrato nell'apparato stomatognatico, sia dal punto di vista estetico, sia da quello della funzione oclusale.

Un elemento devitalizzato è più esposto al rischio di fratture rispetto ad un dente vitale. Come vedremo meglio in seguito, ciò è dovuto da una parte alla notevole quantità di tessuto che viene in genere sacrificato per assicurare un corretto e comodo accesso all'endodonto, oltre a quello eventualmente perso per cause patologiche, dall'altra alla ridotta resistenza alle sollecitazioni meccaniche della dentina che si disidrata quando il dente viene privato dell'apporto vascolare e nervoso. È stato inoltre ipotizzato che il dente devitalizzato subisca dei cambiamenti nella funzione propriocettiva e quindi non sia più in grado di proteggersi da sovraccarichi funzionali grazie ad afferenze che allertino il "sistema".

Queste considerazioni ci devono mettere in guardia soprattutto quando ci accingiamo a restaurare elementi nei settori posteriori. Spesso è indicato che per una conservazione sicura degli elementi trattati endodonticamente è consigliabile attuare sistematicamente una cuspidectomia preventiva seguita dalla riabilitazione con ricopertura parziale delle cuspidi (*onlay*) o corone protesiche complete.

Può inoltre essere necessario l'utilizzo di perni endocanalari per aumentare la ritenzione del materiale da restauro sulla struttura dentale residua.

La ricerca in tal senso ha le sue radici nel XVIII secolo, quando Pierre Fauchard per primo propose l'uso di un perno di legno. Certamente il livello dell'endodonzia non era quello attuale, quindi i fallimenti erano frequenti e demotivanti. Bisognò aspettare la fine del 1800 per trovare qualcosa di simile alle tecniche d'oggi.

Nel 1869 G.V. Black ideò una corona in porcellana unita ad una vite e sistemata in un canale chiuso con oro coesivo: era il prototipo di quella che noi conosciamo come "corona Richmond", proposta nel 1880 dall'autore di cui porta il nome.

I problemi che questi pionieri dell'odontoiatria avevano cercato di risolvere, si sono ripresentati ancor più pressanti negli anni seguenti; le esigenze dei pazienti e la qualità di vita oggi più elevata esigono delle soluzioni più durature ed affidabili. Ovviamente la ricerca ed il miglioramento delle conoscenze e dei materiali hanno fatto evolvere notevolmente le tecniche.

Purtroppo dalla letteratura emergono difformità di vedute tra i vari autori, talvolta anche molto marcate, in merito alle modalità ricostruttive da preferirsi nei singoli casi. Queste divergenze derivano in parte dalla difficoltà di riuscire a raccogliere numeri elevati di trattamenti omogenei e di richiamare periodicamente i pazienti e, ciò rende problematica la realizzazione di studi *in vivo*, opportunamente seguiti nel tempo e comprendenti campioni

statisticamente significativi. D'altro canto gli studi *in vitro*, che costituiscono l'indirizzo di ricerca maggiormente percorribile e da cui ci si aspetterebbe di trarre risposte univoche e linee guida di comportamento, forniscono dei risultati estremamente contraddittori.

Prima di procedere alla preparazione di un restauro per un dente depulpatato, occorre prendere in considerazione molti fattori di natura endodontica, parodontale e protesica

Alcuni autori suggeriscono che per una conservazione sicura degli elementi trattati endodonticamente è consigliabile attuare sistematicamente una cuspidectomia preventiva che sono di primaria importanza nella progettazione di qualsiasi tipo di ricostruzione. Ogni caso merita un'analisi specifica secondo la sua anatomia, della quantità di sostanza sana residua, della qualità dell'osso di supporto, della posizione che occupa in arcata, del carico funzionale a cui sarà sottoposto. Per esempio in un elemento anteriore, alle preoccupazioni strettamente funzionali, si aggiungeranno quelle d'ordine estetico, mentre in un dente posteriore bisognerà privilegiare l'aspetto funzionale, scegliendo le soluzioni più idonee dal punto di vista della resistenza ai carichi e della durevolezza nel tempo; o ancora, diversi saranno i criteri di ricostruzione per uno stesso dente, a seconda che esso sia destinato a rimanere un elemento singolo oppure un pilastro di ponte.

Le motivazioni, dunque, che ci guideranno nella scelta di una particolare modalità ricostruttiva saranno molteplici; per ogni dente dovremo porci tutte le domande che ci conducano alla soluzione migliore, privilegiando i fattori più rilevanti nel singolo caso, consapevoli del fatto che ciascun materiale da ricostruzione ha sempre dei pregi e dei difetti e tutte le procedure ricostruttive presentano vantaggi e svantaggi e non ve n'è una perfetta ed universalmente valida.

Gli elementi dentari che hanno subito una terapia endodontica devono essere considerati maggiormente a rischio di fratture rispetto a denti vitali (1-4). Questo è dovuto in piccola parte alla quantità di tessuto che viene in genere rimosso per assicurare un corretto accesso all'endodonto, ed in gran parte al tessuto eventualmente perso per cause patologiche (5). È stato infatti evidenziato (6-9) come la perdita di tessuto in alcune zone cruciali della corona (creste marginali, solchi di sviluppo) determini un cambiamento sostanziale dell'architettura del dente che diviene meno resistente alle sollecitazioni meccaniche e più predisposto alla frattura. Inoltre una serie di modifiche strutturali avvengono nei tessuti duri del dente privato dell'apporto vascolare e nervoso: perdita della porzione acquosa della componente organica ed inorganica della dentina che si disidrata (10-12) e cambiamento in disposizione e quantità degli intrecci di fibre collagene che costituiscono la matrice organica dentinale (13). È stato, inoltre ipotizzato che subentrino cambiamenti nella funzione propriocettiva del dente non vitale che non sarebbe più in grado di allertare il "sistema" in presenza di carichi superiori alla normale richiesta funzionale (14-16), con conseguente possibile danno per gli elementi sovraccaricati.

Non è ancora ben chiaro se e come queste modifiche anatomiche, strutturali e biochimiche determinino un cambiamento delle caratteristiche meccaniche della dentina e soprattutto del suo modulo elastico, una volta perso l'apporto nutritivo che veniva garantito dal mini-circolo endodontico. Ciò che è certo è che la ricostruzione del dente trattato endodonticamente riveste un ruolo di cruciale importanza nel successo a lungo termine della terapia conservativa. Per raggiungere questo obiettivo devono essere analizzati e valutati una serie di fattori che influenzano, in generale, la prognosi dell'elemento dentario e che devono essere poi confrontati con la situazione clinica in esame.

Un dente trattato endodonticamente può essere restaurato seguendo differenti criteri e utilizzando molteplici tecniche e materiali; questa vasta scelta può ingenerare confusione anche perché i numerosi studi condotti su questo argomento offrono risultati spesso controversi o addirittura in aperto contrasto, non permettendo di raggiungere conclusioni univoche. La necessità del risultato clinico impone comunque di optare per un criterio terapeutico piuttosto

che per un altro. A tal scopo dovremo prendere in esame tutte le variabili presenti sia durante la fase di progettazione sia durante la realizzazione del restauro.

Quindi bisognerà, ancora prima di intraprendere la terapia endodontica, valutare, la condizione della radice e dei suoi rapporti con i tessuti di sostegno, il ruolo funzionale che il dente dovrà ricoprire nell'arcata nonché le condizioni dell'arcata antagonista e la quantità di tessuto dentale sano rimasto. Sulla base di queste valutazioni e di altre informazioni acquisite durante la terapia endodontica si deciderà il tipo di restauro che dovrà essere realizzato.

Quando il tessuto dentale residuo è minimo, sarà comunque necessario provvedere al suo "rimpiazzo" che viene definito *core* e serve sia da ancoraggio sia a fornire una forma di preparazione ideale per il restauro indiretto definitivo (12, 17-22). Questo *core* potrà essere fuso con un perno per formare il cosiddetto perno moncone o essere ancorato ad un perno prefabbricato inserito precedentemente nel canale. Il perno, sia esso fuso o no, avrà il duplice scopo di fornire ritenzione per il *core* e distribuire gli stress che vengono esercitati sul *core* e sul restauro.

Vedremo in seguito quali criteri debbano guidare la decisione clinica sull'utilizzo o meno di un perno endocanalare. È tuttavia necessario considerare che la progettazione di un perno endocanalare non può prescindere dalla valutazione di alcuni aspetti anatomici e biologici durante la preparazione del suo alloggio (*post-space*) e dal rispetto di alcuni principi meccanici che il perno dovrà soddisfare.

Il risultato finale sarà frutto di una serie di procedure che potranno comprendere varie fasi, costituite dalla terapia canalare, dalla preparazione del *post-space*, dalla realizzazione e cementazione del perno ed in ultimo dalla realizzazione e dalla cementazione di un restauro coronale e dalla sua funzionalizzazione. È evidente, pertanto, che la prognosi a lungo termine del restauro di un elemento trattato endodonticamente dipenderà da una molteplicità di fattori che dovranno essere singolarmente analizzati e, come detto, confrontati con ogni specifica situazione clinica.

1.1. Fattori da valutare nella fase di progettazione del restauro del dente trattato endodonticamente

La progettazione di un restauro prevede alla base una profonda conoscenza delle strutture anatomiche che accoglieranno il restauro stesso. I dati che ci forniscono le radiografie endorali che sono bidimensionali ed effettuabili in un'unica proiezione (bucco-linguale) devono essere completati dallo studio della forma, dello spessore e della direzione delle radici e dei canali di ogni singolo dente. Infatti l'esatta interpretazione dei dati morfometrici canalari e radicolari e degli esami radiologici permette di progettare al meglio il restauro intracoronale riducendo il rischio di errori iatrogeni (23-26).

1.1.1. Forma della radice

Le dimensioni in lunghezza e in larghezza, l'asse e la curvatura della radice influiscono sulla stabilità dell'elemento da trattare e dovrebbero influenzare, in fase di progettazione, il ruolo da destinare all'elemento stesso nell'ambito del restauro. Ad esempio in denti pluriradicolarati radici divergenti offrono maggiori garanzie rispetto a radici convergenti o fuse, mentre in denti con una sola radice va valutato il fatto che una curvatura radicolare accentuata pur garantendo una migliore resistenza meccanica potrebbe non consentire una adeguata lunghezza del perno (20, 27, 28). Inoltre bisogna tener presente la possibile esistenza di curvature non evidenziabili

radiologicamente, come la curvatura in senso linguo-buccale spesso presente nelle radici palatine dei molari superiori, di cui bisogna tener conto per evitare l'eccessivo indebolimento o perforazione della radice (29).

1.1.2. Spessore della radice e delle pareti dentinali residue

La scelta della radice che dovrà accogliere il perno deve basarsi sullo spessore delle pareti della radice stessa nelle diverse proiezioni. In letteratura sono reperibili degli studi (20, 30, 31) che in funzione di questi spessori forniscono delle precise linee guida riguardanti il diametro di un perno ideale nei diversi elementi dentari. In particolare Shillingburg (30), riferendosi al diametro in senso mesio-distale, pone l'attenzione sul fatto che esso debba essere 2 mm minore di quello della radice nella zona mediana del perno ed 1,5 mm minore nella zona apicale. Trabert e Cooney (20) ed altri autori (32) suggeriscono un ideale spessore parietale residuo di 1 mm dopo la preparazione del *post-space*. Raiden *et al.* (33) hanno, inoltre, messo in evidenza come in denti con un singolo canale lo spessore delle pareti sia più sottile rispetto a quello di denti con 2 canali. Ciò è dovuto al fatto che il canale singolo si trova, generalmente, al centro della radice dove vi è la rientranza anatomica nelle zone mesiale e distale, mentre i canali del biradicolato si trovano disposti più buccalmente e lingualmente in aree con maggiore spessore della parete radicolare.

1.1.3. Rapporto tra lunghezza della corona e lunghezza della radice

Un rapporto corona-radice sfavorevole rappresenta in alcune situazioni una controindicazione alla conservazione dell'elemento dentario poiché influisce sulla prognosi a lungo termine del restauro. Il rapporto corona-radice ideale può essere considerato 1:2 (34), anche se un rapporto 2:3 o addirittura 1:1 può talvolta essere considerato accettabile, soprattutto in situazioni in cui il carico funzionale è limitato (35).

1.1.4. Salute dei tessuti periapicali

È buona norma procedere alla rivalutazione di una cura endodontica prima della realizzazione di un restauro definitivo. Può essere considerato ragionevole procedere al ritrattamento di canali con otturazioni incongrue, pur in assenza di lesioni apicali, allorché si decida intraprendere una terapia ricostruttiva della corona, tanto più nei casi in cui sia necessaria la preparazione dello spazio per l'inserimento di un ancoraggio intracoronale (36, 37).

1.1.5. Ruolo funzionale dell'elemento

È molto importante, allorché ci si accinga a progettare il restauro di un dente trattato endodonticamente, valutare attentamente il carico funzionale a cui questo elemento verrà sottoposto in base alla sua localizzazione nell'arcata. Con l'aumentare delle forze occlusali angolate aumentano i rischi di frattura (38); in tali situazioni oltre a diminuire il diametro del perno e modulare la sua forma in base all'anatomia presente (38, 39), può essere necessario distribuire i carichi masticatori in maniera da diminuire lo stress dell'elemento in questione.

Alcuni autori sostengono che elementi non vitali del gruppo anteriore mascellare e mandibolare, qualora presentino una quantità di dentina sufficiente possano essere conservati nell'arcata senza la necessità di ricopertura coronale (4, 17, 40, 41); anche in questa regione,

però, va tenuta in considerazione la direzione di queste forze di carico e decidere il tipo di restauro in base soprattutto alla quantità di dentina sana residua (42).

I denti posteriori sottoposti a forze occlusali con componente orizzontale sono elementi più a rischio di frattura e pertanto una ricopertura cuspidale andrebbe sempre presa in considerazione. Alcuni autori suggeriscono che per una più sicura conservazione di elementi post-canini trattati endodonticamente sia consigliabile attuare sistematicamente una cuspidectomia preventiva a cui segue una riabilitazione con *onlay* o corone protesiche (4, 20, 43-49). Gli studi clinici che mirano a valutare la prognosi a lungo termine del dente trattato endodonticamente mettono, infatti, in evidenza come denti dei settori posteriori sottoposti a terapia canalare e restaurati con ricopertura cuspidale abbiano una percentuale di successo maggiore rispetto a denti con restauri conservativi senza ricopertura cuspidale (4, 17). La capacità di sopravvivenza ai carichi occlusali di elementi restaurati con corone singole è in ogni caso superiore rispetto ad elementi non vitali utilizzati come pilastro di ponte (50), tanto più se sono presenti elementi a sbalzo distali (19, 34, 51).

1.1.6. Criteri di scelta per il restauro del dente non vitale

I perni endocanalari possono essere classificati in perni monconi individualizzati (generalmente fusi in oro) e perni prefabbricati reperibili in commercio. Questi ultimi sono stati prodotti nelle più svariate forme e in numerosi tipi di materiale diverso. Esistono infatti perni conici lisci, paralleli lisci o dentellati, paralleli dentellati con punta conica, conici e filettati, paralleli filettati e autofilettanti. I materiali con cui sono stati fabbricati sono anch'essi molteplici: acciaio, titanio, leghe al nichel e cromo, ceramica, fibre di carbonio in matrice resinosa epossidica o metacrilica, fibra di vetro in matrice resinosa, ossido di zirconio, fibre di composito intrecciate e altri.

La necessità di restaurare o meno con perni i denti non vitali è un argomento da sempre molto dibattuto in letteratura (2, 9, 18, 20, 27, 29, 40, 49, 52-60).

Una terapia restaurativa con perni ha lo scopo di fornire ritenzione al restauro definitivo e, secondo alcuni autori, di rinforzare il dente non vitale (20, 21, 32, 55, 61, 62, 63, 64). Altri autori sostengono al contrario che posizionare un perno endocanalare peggiora la prognosi del dente restaurato, in quanto non rinforza il dente (17, 41, 57, 65-67) ma anzi lo espone ad un maggior rischio di fratture radicolari (18, 68), aumentando contemporaneamente il rischio di perforazioni iatrogene durante la fase di preparazione dell'alloggio (12, 17, 40, 41, 52, 53, 55, 57, 69-72). In particolare Assif *et al.* (67) fanno notare come Guzy e Nicholls (57) abbiano dimostrato che le forze compressive e tensili sono massime sulla superficie esterna della radice e minime al centro del dente dove viene inserito il perno e conseguentemente il perno può difficilmente rinforzare il dente distribuendo dei carichi che in quella zona sono approssimativamente pari a zero. L'utilizzo del perno andrebbe, pertanto, limitato a quelle situazioni cliniche in cui, per la presenza di una quantità minima di tessuto dentinale sano, risulta indispensabile la realizzazione di un ancoraggio intracanalare con il fine di fornire ritenzione per il *core* che sostiene il restauro e distribuire i carichi che esso sopporta durante la funzione (73).

1.1.7. Tipo e forma del perno

Numerosi autori hanno comparato, non solo il comportamento meccanico di perni moncone fusi (*cast-post and core*) rispetto a perni prefabbricati uniti ad un *core* (*post and core*), ma anche quello di perni rigidi rispetto a perni con un modulo elastico più simile a quello della dentina.

L'affidabilità dei perni monconi fusi è stata dimostrata da studi *in vitro* (61) ed *in vivo* (74, 75), anche se la prognosi a lungo termine dei denti restaurati con perni fusi deve essere correlata, come vedremo in seguito, ad altri fattori tra i quali la lunghezza del perno (17). Kantor e Pines (61) affermano che se in canali di denti trattati endodonticamente con notevole quantità di struttura coronale residua, vengono cementati dei perni in metallo, si raddoppia la resistenza alla frattura di tali denti.

In alcuni studi *in vitro* denti restaurati con perni monconi fusi hanno dimostrato, inoltre, di essere più resistenti alla frattura (61, 76, 77) rispetto a perni prefabbricati associati a *core* in composito anche se questi risultati non sono in accordo con quelli ottenuti in altri studi (68, 78, 79). Per esser più precisi bisogna sottolineare che i perni fusi pur mostrando una maggiore resistenza, hanno dimostrato una maggiore tendenza a creare delle fratture verticali della radice rispetto a perni prefabbricati in metallo o in materiali meno rigidi associati ad un *core* (generalmente in composito), dove il fallimento avviene per carichi inferiori ma a livello più coronale (61, 76, 77, 80-83). Una struttura non sufficientemente rigida sottopone, tuttavia, i fragili margini del restauro protesico a pesanti carichi funzionali che esitano, spesso, in una frattura del materiale del core o in una infiltrazione del cemento al livello della corona, determinando, in entrambi i casi, il fallimento della terapia restaurativa (38). La frattura al livello coronale permetterebbe però in alcuni casi il recupero del dente, mentre una frattura più apicale esita spesso in una perdita dell'elemento dentario (56, 82).

I perni prefabbricati si possono dividere in 2 categorie: perni cementabili e perni avvitabili. Hanno in genere 2 forme: conica e con pareti parallele. La superficie di questi perni può essere liscia oppure trattata (ruvida, zigrinata, dentellata, ecc.). Più caratteristiche possono ritrovarsi in uno stesso perno dando origine a forme ibride. I perni avvitabili si dividono in perni filettati e autofilettanti.

Numerosi lavori testimoniano come perni paralleli, grazie alla migliore resistenza alle forze tensili e di *torque*, garantiscano una maggiore ritenzione rispetto a perni con disegno conico, tra cui si possono considerare anche i perni fusi individualizzati (18, 55, 61, 84-88). Anche la sola punta conica può rendere meno ritentivo un perno con pareti parallele (89). D'altro canto posizionare in profondità perni con pareti parallele nel canale può comportare il rischio di indebolire la radice e di creare danni iatrogeni (89).

Una superficie ruvida offre una maggiore ritenzione rispetto ad una superficie liscia (38, 88, 90). I perni avvitati offrono una maggiore resistenza a forze dislocanti rispetto a perni cementati (64) ma creano maggiori stress al livello della radice (38).

Alcuni autori suggeriscono, poi, l'utilizzo di presidi antirotazionali che impediscano il dislocamento del perno (14, 40, 65, 91); Tjan e Miller (85) hanno, però, dimostrato in uno studio *in vitro* che le chiavi antirotazionali non aumentano la ritenzione di perni con pareti parallele, anche dopo sollecitazione prolungata.

All'inizio degli anni '90 alcuni autori hanno proposto un sistema che si avvaleva di materiali aventi caratteristiche meccaniche più simili a quelle della dentina, basandosi sulla teoria che il loro utilizzo potesse migliorare la distribuzione degli stress sulle interfacce e ridurre, quindi, il rischio di fratture dell'elemento dentario (92). Il modulo elastico della dentina è circa 18 Gpa ($1,9 \times 10^6$ psi) (1, 38, 93) anche se altri studi riportano un valore intorno a 13 Gpa (94, 95).

Questo conferirebbe una maggiore resistenza agli elementi restaurati con perni in fibra più *core* in composito e giustificerebbe i buoni risultati clinici che sono stati documentati in studi longitudinali ben controllati anche se ancora con breve *follow-up* (96-102).

Alcuni autori (103) hanno poi sollevato il problema che comporterebbe l'utilizzo di un perno in metallo o comunque di colorazione scura, laddove vi siano delle valide esigenze estetiche, proponendo materiali estetici per il restauro di tali elementi. La resistenza alla frattura di restauri

eseguiti con perni in resina composita, fibra di vetro, zirconio o ceramica sono però, ad oggi, ancora da dimostrare (83).

1.1.8. Il core

Per *core* si intende la struttura che sostituisce la porzione mancante della corona e che fornisce il supporto al restauro protesico. Esso può essere fuso al perno oppure, qualora si utilizzino perni prefabbricati, essere costituito da diversi materiali tra i quali l'amalgama, il composito, il vetro-ionomero.

Studi *in vitro* hanno dimostrato una maggiore resistenza di *core* in amalgama d'argento rispetto a *core* in composito ed in vetro-ionomero (104-106). In particolare quest'ultimo materiale è risultato essere il meno resistente in numerosi studi tanto da essere sconsigliato come materiale per realizzare un *core* (104, 105, 107-110). Ad oggi i materiali compositi microibridi o macroriempiti appositamente prodotti per il *build-up* del moncone protesico fotopolimerizzabili, autopolimerizzabili o duali sono ormai accettati come i materiali di scelta in associazione a perni prefabbricati in fibra con matrice resinosa. L'oro di tipo IV utilizzato nella fabbricazione di perni moncone fusi rimane un materiale di prima scelta, qualora si optasse per questo tipo di restauro intracoronale. In passato l'utilizzo dell'amalgama d'argento in associazione o meno a perni prefabbricati metallici ha dato ottimi risultati in tutte quelle situazioni in cui le forze di taglio che si esplicano sul moncone sono limitate e laddove ci fosse una adeguata quantità di sostanza per la ritenzione meccanica del materiale (111). Tuttavia oggi questa scelta potrebbe apparire anacronistica anche se mantiene le sue indicazioni in tutti quei casi dove le capacità autosigillanti del materiale possano compensare dei compromessi protesici (112).

1.1.9. Lunghezza e diametro del perno

La lunghezza del perno endocanalare è un parametro molto importante da valutare. Pur essendo indispensabile, come vedremo in seguito, una minima quantità di guttaperca residua all'interno del canale che offra resistenza alla penetrazione batterica, la lunghezza del perno è uno dei fattori fondamentali che influiscono nella prognosi a lungo termine del restauro (29, 35, 53, 55).

Sorensen e Martinoff (18) in un loro studio retrospettivo su 1273 denti trattati endodonticamente, in cui viene messo in discussione l'utilizzo di perni endocanalari, confermano, comunque, che la lunghezza del perno influisce in maniera determinante sulla quota di successo clinico, arrivando al 97% in denti con perni di lunghezza uguale o maggiore della lunghezza della corona. Questo dato è stato poi confermato da Ricucci e Saulo in una recente pubblicazione di uno studio retrospettivo su 1023 restauri di denti trattati endodonticamente (4). Gli autori affermano anche come sia difficile, se non impossibile, calcolare accuratamente il rapporto tra lunghezza del perno e successo clinico avvalendosi solo della osservazione degli esami radiologici. Alcuni autori (53, 91, 113) sostengono poi che un perno troppo corto aumenta il rischio di frattura dei denti, poiché lo stress non viene ben distribuito lungo tutta la radice.

Diverse linee guida sono state proposte per ottenere una adeguata lunghezza del perno, per cui i perni devono essere lunghi:

- almeno quanto metà della radice (32, 57, 114-118);
- almeno quanto 2/3 della radice (20, 119-121);
- almeno quanto la corona clinica del dente (9, 20, 35, 49, 53, 114, 115, 119-122);

- almeno quanto la corona anatomica del dente (47);
- almeno quanto metà della radice contenuta nell'osso (63, 123, 124);
- in base alla qualità del supporto osseo che circonda la radice (65).

La lunghezza del perno aumenta anche proporzionalmente la sua ritenzione (125); un aumento della lunghezza da 5 a 8 mm aumenta le capacità ritentive del perno del 47% (126), mentre un aumento da 7 a 11mm del 30% (87).

Altro discorso riguarda invece il diametro del perno. Alcuni autori indicano in un diametro eccessivo dei perni una delle maggiori cause di rischio di fallimento del restauro (18, 39, 55, 76). Mattison (127) sostiene che il diametro del perno influisce sullo stress esercitato da questo contro le pareti canalari; ad un aumento del diametro corrisponde un aumento dello stress, che a sua volta dipende anche dall'entità del carico verticale esercitato sul perno. Lo stesso autore (39) precisa anche che il diametro dei perni deve essere ridotto in presenza di notevoli forze anteriori. Da una *review* di Lloyd e Palik (128) del 1993 emerge come linea guida che il diametro del perno non deve essere maggiore di 1/3 del diametro più sottile della radice e che dovrebbe essere lasciata almeno uno spessore di 1 mm di dentina perimetrale intorno al perno (32). Colman (49) suggerisce un massimo diametro del perno di 1,1 mm; Morgano (29) afferma, invece, che il diametro del perno non deve superare la metà della larghezza della radice, mentre Trabert e Cooney (20) suggeriscono di usare il perno più piccolo che si adatti alle pareti dentinali dopo la rimozione della guttaperca. Alcuni lavori sottolineano, infine, il fatto che un aumento di diametro del perno non influenza la capacità ritentiva del perno stesso (20, 64, 129). Vi sono tuttavia altri lavori in letteratura che dimostrano che all'aumentare del diametro si ha una aumento, seppur moderato della ritenzione (87). Ad oggi con l'introduzione dei perni in fibra cementati adesivamente la necessità di posizionare un perno "lungo" sembra meno influente sulla prognosi dell'elemento restaurato, tuttavia non vi sono ancora studi che lo possano dimostrare.

1.1.10. Tipo di cementazione del perno

Diversi tipi di cemento vengono comunemente usati per cementare perni: cementi all'ossifosfato di zinco, cementi al poliacrilato, cementi vetroionomerici e cementi a base resinosa. Il cemento al fosfato di zinco, costituito da una polvere di ossido di zinco e da acido fosforico come liquido, è il tipo di cemento tradizionalmente più usato per la cementazione dei perni in metallo. Questo cemento che possiede una lunga e soddisfacente storia clinica, tuttavia non sosterebbe il restauro, non aumenterebbe la resistenza alla frattura, né tantomeno ostacolerebbe le infiltrazioni (12). In passato (20, 64) veniva sconsigliato l'uso di cementi compositi per i perni perché si otteneva una minore ritenzione. Negli ultimi anni l'evoluzione dei sistemi adesivi di III e IV generazione hanno però sensibilmente migliorato la capacità adesiva e la resistenza all'infiltrazione di questi cementi. In un recente studio Bachica *et al.* (130) hanno evidenziato una maggiore infiltrazione di cementi al fosfato di zinco comparati con cementi a base resinosa; inoltre non sono state trovate differenze di infiltrazione tra perni in metallo o fibra di carbonio quando cementati con cementi provvisti di sistemi adesivi che permettono un legame intimo tra struttura dentale e materiali da ricostruzione.

Per quanto riguarda la procedura di cementazione, il cemento dovrebbe essere posto all'interno del canale con un lentulo (12, 53) ed il perno dovrebbe essere verniciato con altro cemento (12, 53). Alcuni autori (12, 53), inoltre, sconsigliano di martellare o picchiare il perno per ottenere un migliore adattamento, come si fa generalmente con intarsi o corone, perché la pressione idraulica generata all'interno del canale potrebbe fratturare la radice. Per evitare eccessive pressioni si può disegnare un solco a V che funga da via di sfogo e consenta la dispersione della contropressione idraulica durante la cementazione (12). La sabbiatura dei perni

metallici prima della cementazione ne aumenta la ritenzione (85, 87, 131), perlomeno utilizzando ossifosfato di zinco, mentre l'adesione con le pareti dentinali del cemento può migliorare dopo un lavaggio del canale che rimuova lo *smear-layer* con sostanze chelanti come l'EDTA (132), ed inoltre irruvidendo la superficie interna delle pareti canalari (131).

Per quanto riguarda la forma dei perni correlata al cemento si è visto che perni paralleli se si dislocano portano con sé il cemento aderente al perno, mentre quando falliscono perni conici il cemento rimane all'interno del canale (64). Infine, sarebbe consigliabile far trascorrere il minor tempo possibile tra la preparazione del post-space e la cementazione del perno, in modo da evitare la contaminazione del canale. Wu *et al.* (133) hanno infatti dimostrato che il sistema otturazione residua + cemento + perno non si infiltra di più di una otturazione canalare completa, che necessita comunque, come vedremo, di un sigillo coronale.

1.1.11. Ruolo dell'effetto ferula nella prognosi del restauro definitivo

L'unico concetto sul quale sembra esserci unanimità di pareri in letteratura è che la prognosi a lungo termine di restauri di denti non vitali, con perni e non, dipenda, in maniera assoluta, dalla quantità di struttura dentinale residua (17, 18, 35, 39, 42, 91, 127, 132, 134-140).

Tra i tanti fattori che concorrono nel rendere predicibile un prognosi a medio o, ancor meglio, lungo termine del restauro vi è, senz'altro, l'applicazione del principio dell'effetto ferula. L'effetto ferula è garantito dalla presenza di un collare metallico del restauro coronale che abbracci almeno 1,5-2 mm di dentina presente tra il margine di chiusura della preparazione ed il *core*, ovvero il corpo coronale del restauro. Questo "accerchiamento" della radice sarebbe in grado di proteggere il dente non vitale dalla frattura, contrastando le forze dislocanti generate dal carico diretto contro il perno (2, 59, 141-144) e questa maggiore resistenza sarebbe direttamente influenzata dalla lunghezza della ferula (145). La ferula stessa, poi, diminuirebbe il rischio di perdere l'integrità del cemento che mantiene adeso il dente alla corona e ridurrebbe lo stress presente al livello della giunzione tra il *core* ed il perno (146).

La presenza poi di una linea di finitura con bisello migliorerebbe l'adattamento della chiusura marginale (147-149) ed aumenterebbe ulteriormente la resistenza alla frattura del dente restaurato (150), seppure a scapito talvolta, soprattutto nei settori anteriori, della qualità dell'estetica (150).

Alcuni autori hanno proposto la realizzazione di un contro-bisello tra il perno e la struttura dentaria allo scopo di offrire un ulteriore effetto ferula indipendente dal restauro coronale (2, 27), anche se un successivo studio sull'argomento non ha evidenziato alcun vantaggio da questo tipo di preparazione (151).

Tjan e Whang (152), invece, in uno studio condotto su denti estratti concludono che un collare di metallo addizionale ottenuto con un bisello a 60 gradi non aumenta la resistenza alla frattura della radice, anche se altri autori (141) sostengono che il tipo di angolazione del bisello potrebbe essere il motivo di questi risultati discordanti dal resto della letteratura.

Gegauff (153) in uno studio recentemente pubblicato condotto *in vitro* su omologhi in composito di un molare estratto ha, invece, evidenziato che in denti decoronati, restaurati con perni fusi in oro, un allungamento della corona clinica, con l'intento di aumentare la quota di dentina sana e poter disporre di un effetto ferula addizionale, non aumenta la resistenza al carico statico di questi denti. Secondo lo stesso autore l'utilizzo di denti in resina per l'esperimento da una parte ha eliminato le variabili dovute alle diverse condizioni dei denti estratti, dall'altra ha portato, però, ad avere lo svantaggio di ottenere dati poco sovrapponibili alle situazioni cliniche. La dentina infatti differisce dal composito per alcuni aspetti meccanici: pur avendo la resina composita una risposta a forze compressive ed un modulo elastico simile a quello della dentina, presenta una resistenza a forze tensili minore; inoltre il materiale composito è relativamente

isotropico, mentre la dentina, per effetto della sua struttura tubulare e per l'orientamento delle fibre collagene, è anisotropa (154). I risultati contraddittori di questo esperimento, rispetto ad altri precedenti (151), sono comunque probabilmente dovuti all'allungamento della corona clinica per ottenere l'effetto ferula a spese di una minore quota di tessuto dentinale e di osso di supporto, con un conseguente peggioramento del rapporto corona radice. È stato, poi, testato il carico statico e non quello ciclico come in altri studi dove erano state ottenute diverse risposte (151).

Alcuni autori (79, 155) hanno, infine ipotizzato che la cementazione con sistemi adesivi possa sostituire l'effetto ferula, ma questi dati osservati *in vitro* necessitano di ulteriore approfondimento e di valutazione clinica (156).

1.2. Fattori da valutare per la realizzazione del *post-space*

1.2.1. Quantità di materiale residuo da otturazione canalare

Esistono pareri discordanti sulla quantità minima di guttaperca che deve residuare all'interno del canale dopo la preparazione del *post-space*. La necessità di rimuovere quanta più guttaperca possibile per ottenere un perno endocanalare più lungo (fermo restando che come requisito fondamentale ci devono essere radici dritte e sufficientemente lunghe), si scontra con l'esigenza di lasciare nel canale una quantità di materiale da otturazione che garantisca, comunque, un sigillo apicale. Numerosi autori (12, 35, 53, 54, 157-160) indicano in 3-4 mm di guttaperca la quota minima di materiale che possa ancora offrire un sigillo contro la penetrazione batterica; 4-5 mm di guttaperca è invece la quantità minima per altri (62, 134, 161-163); alcuni di questi autori, sostengono inoltre che non vi sia differenza nella capacità di sigillo che possono offrire 4 mm di guttaperca comparati ad una otturazione completa (158, 159).

Raiden *et al.* (157) in un loro studio condotto su simulatori di radici canalari non hanno trovato differenze comparando l'infiltrazione di colorante in canali con 1, 2, 3 mm di guttaperca residua e quella in canali in cui non era stato preparato lo spazio per il perno.

Mattison *et al.* (134) sostengono invece che siano necessari almeno 5 mm di guttaperca per un adeguato sigillo apicale e che l'entità dell'infiltrazione sia direttamente correlata alla quantità di guttaperca residua. Wu *et al.* (133) in uno studio condotto *in vitro* su denti estratti hanno dimostrato che 4 mm di otturazione si infiltrano significativamente di più di 11 mm (l'otturazione integra del canale nel loro esperimento) e che quindi la preparazione del *post-space* può pregiudicare il sigillo apicale. Tale affermazione è stata confermata da un studio ancora più recente condotto da Abramovitz *et al.* (164), i quali sostengono che la capacità di sigillo di 5 mm di guttaperca è inferiore a quella di una otturazione canalare integra. È doveroso sottolineare come negli anni siano state affinate le procedure sperimentali per evitare dei falsi positivi e negativi e ciò spiegherebbe la scarsa omogeneità dei dati reperibili in letteratura.

1.2.2. Danni al periodonto causati da surriscaldamento

Non esistono certezze riguardo la temperatura critica che causi danni irreversibili al tessuto osseo. Di certo sappiamo che a 56 °C la fosfatasi alcalina viene denaturata ma in realtà ci può essere necrosi ossea anche se non viene superato tale limite (27).

Nonostante la dentina abbia una bassa conducibilità termica, il calore che viene prodotto durante le fasi di preparazione del *post-space* potrebbe raggiungere la superficie radicolare e

creare danni al legamento parodontale ed all'osso adiacente (27, 165). Il calore generato dalla frizione degli strumenti utilizzati per preparare il *post-space* varia a seconda della procedura, del tipo di strumento, della pressione esercitata, della velocità di rotazione e della durata del contatto tra lo strumento e la parete dentinale.

La produzione di calore è infatti sicuramente maggiore quando strumenti rotanti vengono utilizzati per rimuovere la guttaperca ed allo stesso tempo allargare i canali radicolari, mentre è minore se viene rimossa solamente la guttaperca (166).

Alcuni autori (165) consigliano di far ruotare gli strumenti a bassa velocità ed ad intermittenza per prevenire il surriscaldamento, anche se con l'utilizzo di frese rotanti si è notato un maggiore aumento di calore a regimi di rotazione più bassi (167).

L'utilizzo assai comune di frese tipo Peeso al regime di 8000 rpm porta comunque ad alte e rischiose temperature, soprattutto durante lo stage di preparazione per i perni Parapost (168).

1.2.3. Modalità di rimozione dell'otturazione per la creazione del *post-space*

La rimozione del materiale da otturazione dall'interno del canale per realizzare il *post-space* può avvenire con l'ausilio di mezzi chimici, fisici, o meccanici (12, 169). Per mezzi chimici si intende l'uso di sostanze solventi quali generalmente il cloroformio, od ancora eucaliptolo, xilene, alotano, dimetiformaldeide, anche se queste sostanze hanno trovato indicazione soprattutto per il ritrattamento completo di canali già trattati. La procedura di rimozione di guttaperca con sostanze solventi non è però consigliabile, sia perché impasta di materiale il canale rendendo difficile una sua buona detersione (170-173) e conseguentemente una sufficiente adesione del perno, sia perché potrebbe alterare il sigillo apicale (174).

Per mezzi fisici si intende l'utilizzo di strumenti che consentano di portare calore all'interno del canale come: *spreader* e *plugger* riscaldati, l'Endotec, il Touch and Heat, il System B.

Per mezzi meccanici si intende infine l'utilizzo di frese montate su manipolo tipo Gates Glidden, Largo Peeso, GPX o altre frese presenti nei kit di preparazione dei vari perni prefabbricati reperibili in commercio.

In letteratura numerosi studi sono stati condotti per comparare l'infiltrazione del sigillo apicale dopo preparazione del *post-space* con *pluggers* riscaldati e con strumenti rotanti. Questi lavori non hanno dimostrato differenze significative nella qualità del sigillo dopo tali procedure (134, 160, 163, 164, 175-177). Mattison, in 2 diversi studi (134, 177) condotti a distanza di 6 anni, ha verificato una minore infiltrazione per la rimozione meccanica prima e per gli otturatori riscaldati poi.

Non essendoci sostanziali differenze, la rimozione con *pluggers* riscaldati o altre sorgenti di calore sembra comunque da preferirsi, se non altro perché con questa viene eliminato il rischio di perforazioni dovuto all'utilizzo degli strumenti rotanti (160, 177).

1.2.4. Preparazione del *post-space* immediata o ritardata

Un altro aspetto che deve essere analizzato durante la preparazione del *post-space* riguarda l'opportunità di effettuare la preparazione dell'alloggio nella stessa seduta in cui viene eseguita l'otturazione del canale oppure differirla di circa una settimana. Già nel 1978 Schnell (178), in uno studio condotto *in vitro*, non aveva riscontrato differenze nel sigillo apicale dopo preparazione del *post-space* immediata con *plugger* riscaldati o ritardata eseguita con strumenti rotanti. Questa evidenza è stata poi confermata in successivi studi (164). Altri studi (179-181)

hanno, invece, evidenziato una superiorità nella resistenza all'infiltrazione, sia coronale che apicale, di canali con *post-space* preparati immediatamente rispetto a quelli differiti.

Per quanto riguarda l'uso di differenti cementi correlati al *post-space* immediato o ritardato, non si trovano in letteratura differenze significative comparando cementi all'ossido di zinco-eugenolo (ZOE) e cementi a base di resine epossidiche come l'AH26 (159, 182). Karapanou *et al.* (182) affermano però che i cementi ZOE mostrano una maggiore infiltrazione quando la preparazione del *post-space* viene differita e questo dovrebbe essere dovuto alla tendenza alla frattura che hanno questi cementi una volta che sono ben induriti. Al contrario Dickey *et al.* (183) consigliano di procrastinare la rimozione della guttaperca per dare tempo al cemento di indurirsi.

Infine l'utilizzo di diverse tecniche di otturazione canalare non sembra creare differenze nel sigillo dopo la preparazione dell'alloggio per il perno endocanalare qualora vengono preservati 4-5 mm di materiale da otturazione (161-163, 176, 184). Tuttavia alcuni studi (185, 186) hanno evidenziato una maggiore infiltrazione, apicale e coronale, in denti chiusi con il sistema Thermafil rispetto a denti chiusi con altre tecniche, mentre è stato osservato (134) da altri autori che otturazioni che si avvalgono di solventi (cloroformio) per rendere più plastica la guttaperca, tendono ad avere una contrazione della massa del materiale da otturazione quando il solvente evapora.

1.2.5. Tempi operativi legati al controllo della disinfezione all'interno del *post-space*

Occorre poco tempo ai batteri per ricolonizzare un canale (187) e questo rappresenta uno dei fattori che mettono maggiormente a rischio la buona riuscita del trattamento endodontico (188, 189). È indispensabile, pertanto, mantenere il miglior controllo possibile della disinfezione del canale anche durante le fasi della preparazione del *post-space* e fino a che il restauro coronale non sia stato ultimato.

Numerosi studi eseguiti *in vitro* ed *in vivo* (181, 190-194) hanno dimostrato che, in assenza di sigillo coronale, il canale viene infiltrato da coloranti o batteri a prescindere dalla tecnica di otturazione canalare utilizzata e dal cemento utilizzato (192, 193, 195). Questa infiltrazione avviene già nella prima settimana dopo la perdita del sigillo coronale (196).

A tal proposito alcuni autori (133) suggeriscono di posizionare una medicazione intermedia nel canale dopo la preparazione del *post-space*, che servirà a tenere sotto controllo la carica batterica fino a che il perno non verrà cementato. Prima della cementazione del perno, il canale dovrà essere "lavato" con irriganti in grado di svolgere una funzione antibatterica (133, 181) e tutte queste operazioni dovranno essere effettuate con il campo isolato dalla diga di gomma (27, 133).

È opportuno pertanto, quando i tempi operativi lo permettono, effettuare la preparazione del *post-space* nella stessa seduta dell'otturazione canalare, in maniera da mantenere, come detto, la migliore asepsi possibile. Poiché comunque la cementazione di un perno fuso nella stessa seduta, rappresenta un protocollo operativo pressoché irrealizzabile, sarà indispensabile provvedere sempre al sigillo coronale mediante restaurazioni provvisorie (53).

2. ANALISI SPERIMENTALE: VALUTAZIONE DELLE PRESTAZIONI A FLESSIONE

Il concetto diffuso in passato per cui si ricorreva all'inserimento di perni endocanalari con la convinzione che essi avessero la funzione di rinforzare la radice è ormai obsoleto (32, 55, 63, 79, 155). È ormai opinione consolidata che il perno non rinforzi l'elemento dentario, ma abbia come unica funzione quella di ritenzione del *core* nei casi in cui la struttura dentale residua sia talmente scarsa da non poter assurgere a tale funzione (1, 17, 20, 67, 138, 197-202).

Nel recente passato, alcuni autori (92, 203-205) hanno indicato nei materiali aventi proprietà fisico-meccaniche il più possibile omogenee tra loro e simili a quelle delle strutture dentali, il sistema di scelta ideale per il restauro del dente trattato endodonticamente. Il motivo che ha portato a ricercare delle soluzioni cliniche differenti al perno moncone fuso e ai perni metallici prefabbricati è stato quello di ovviare alla principale causa di fallimento di questo tipo di restauri, la frattura radicolare dell'elemento interessato, che veniva essenzialmente attribuita alla loro eccessiva rigidità (57, 67, 206-208).

In questo contesto, oggi vengono presi come riferimento per il modulo di *Young* della dentina valori variabili tra i 15 e i 20 GPa. Un importante lavoro di Kinney *et al.* del 2003 (93), ha riconsiderato tutti i valori del modulo *Young* della dentina riscontrati negli studi sperimentali dal 1950 ad oggi, riportando una media di 13.3 GPa con una Deviazione Standard di 4.0 GPa, con un intervallo di valori che andava da circa 10 GPa fino ad oltre 30 GPa. Queste differenze nei valori potrebbero essere influenzate proprio dal fatto che la composizione strutturale stessa della dentina (tubuli dentinali, dentina peritubulare, dentina intertubulare) fa sì che ognuna di queste componenti abbia delle proprietà meccaniche differenti tra loro, che devono però essere inserite in un unico contesto. Inoltre, le caratteristiche dei tubuli dentinali (densità, orientamento, dimensioni) variano a seconda della loro localizzazione spaziale all'interno dello spessore della dentina e così influenzano le proprietà meccaniche anche in base al sito in cui queste vengono testate.

La conoscenza delle proprietà meccaniche della struttura dentale rappresenta, quindi, il primo passo per poter stabilire dei principi che portino alla corretta integrazione tra l'elemento e il restauro. Nonostante il fatto che non vi siano dei valori di riferimento così precisi per questi parametri, il concetto che ha portato in auge i perni in fibra è stato quello di poter avere a disposizione dei materiali che avessero modulo di elasticità più simile a quello stimato per la dentina, rispetto ai perni metallici e ceramici, considerati eccessivamente rigidi (17, 209, 210).

Il motivo di tanto interesse, quindi, risiede nel comportamento meccanico dell'intero sistema restaurativo, secondo cui le varie componenti, perno, cemento, materiale da ricostruzione e struttura dentale, dovrebbero costituire un complesso strutturalmente e meccanicamente omogeneo (204). L'utilizzo dei perni in fibra, cementati con resine composite autopolimerizzabili e la ricostruzione del moncone protesico in resina composita, dovrebbe avvicinarsi alla realizzazione di un restauro intracoronale rispondente a queste caratteristiche ideali, il quale dovrebbe così assicurare la migliore distribuzione degli stress masticatori sulle strutture dentali residue e ridurre considerevolmente il rischio di fratture radicolari sfavorevoli, avendo un comportamento più favorevole nel caso di carichi critici per l'integrità dell'elemento (101, 209, 211).

Gli studi clinici prospettici e retrospettivi sulle prestazioni dei perni in fibra hanno fornito fino ad ora risultati più che incoraggianti, ma a causa della loro relativamente recente introduzione di questo tipo di perni, sono ancora numericamente pochi e presentano solo dati a medio termine (96-100).

Inoltre, da un'analisi attenta della letteratura di studi effettuati *in vitro* (prove statiche, prove dinamiche, studi fotoelastici, analisi degli elementi finiti), non è realmente possibile affermare con sicurezza la superiorità di un sistema rispetto ad un altro. Alcuni studi in letteratura hanno messo in discussione le reali caratteristiche meccaniche dei perni in fibra, riscontrando valori di rigidità simili o addirittura maggiori rispetto ai perni metallici (208, 212, 213).

Lo scopo del nostro lavoro è stato perciò quello di voler valutare e comparare il modulo elastico a flessione (*flexural modulus*) e lo sforzo massimo a flessione (*flexural strenght*) di diversi tipi di perni endocanalari.

2.1. Materiali e metodi

Sono stati testati 60 perni endocanalari di 6 differenti tipologie, 5 delle quali presenti in commercio ed una di tipo sperimentale realizzato in laboratorio. I 6 gruppi sperimentali sono stati, quindi, così suddivisi (Figura 1):

- Gruppo 1: perni in fibra di carbonio (Tech 2000, Carbotech, Ganges, France);
- Gruppo 2: perni in fibra di silice (Tech 21 Xop, Carbotech, Ganges, France);
- Gruppo 3: perni in fibra di vetro (FotoTech, Carbotech, Ganges, France);
- Gruppo 4: perni in oro di tipo IV fusi (repliche dei perni in fibra di carbonio);
- Gruppo 5: perni in acciaio (Optident, Ilkley, West Yorkshire, UK);
- Gruppo 6: perni in titanio (Optident, Ilkley, West Yorkshire, UK).

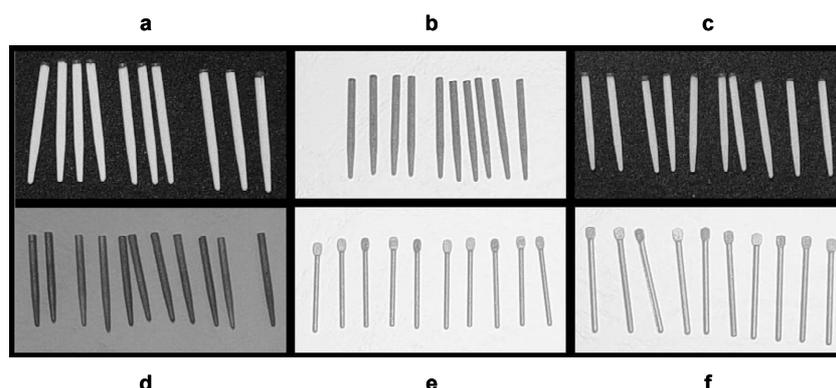


Figura 1. I 60 campioni di perni endocanalari utilizzati nello studio: a) in fibra di carbonio; b) in fibra di silice; c) in fibra di vetro; d) in oro; e) in acciaio; f) in titanio

Sono stati testati 10 perni per ogni gruppo; tutti i perni in fibra avevano diametro di 1,4 mm, lunghezza di 19 mm e forma cilindrica con punta rastremata; i perni in acciaio e quelli in titanio avevano diametro di 1,14 mm, lunghezza di 18 mm e forma cilindrica. I perni in oro sono stati ottenuti per fusione duplicando esattamente la forma dei perni in fibra di carbonio, i quali sono stati inclusi direttamente nel materiale refrattario e poi sfilati da questo per trazione, ottenendo lo stampo per le procedure di fusione.

Prima di effettuare le prove, sono stati misurati i diametri di tutti i perni con un calibro elettronico (Mitutoyo, Tokio, Japan). Si è analizzato il diametro dei perni in tre punti della porzione cilindrica (coronale, medio e apicale), riscontrando una buona corrispondenza con i

diametri dichiarati dalle case produttrici, con variazioni nell'ordine di 0,01-0,02 mm. Interessante era valutare se il diametro delle repliche in oro ottenute in laboratorio fosse fedele a quello degli originali; si è avuta un'ottima corrispondenza tra i diametri, con variazioni rispetto agli originali nell'ordine di 0,01 – 0,02 mm. I perni in acciaio e titanio sono risultati corrispondere perfettamente al diametro dichiarato.

Per poter eliminare l'influenza della porzione finale conica dei perni in fibra, è stata scelta una distanza, della lunghezza di 10 mm, tra i punti di appoggio degli afferraggi che permettesse di testare unicamente la parte cilindrica dei campioni.

I perni sono stati testati attraverso un *three-point bending test* (Figura 2) per determinarne il modulo elastico a flessione (*flexural modulus*, GPa) e lo sforzo massimo a flessione (*flexural strength*, MPa). Il primo test evidenzia essenzialmente le proprietà di flessibilità del campione analizzato mentre il secondo, la resistenza del campione al cedimento, indipendentemente dalle proprie caratteristiche geometriche.

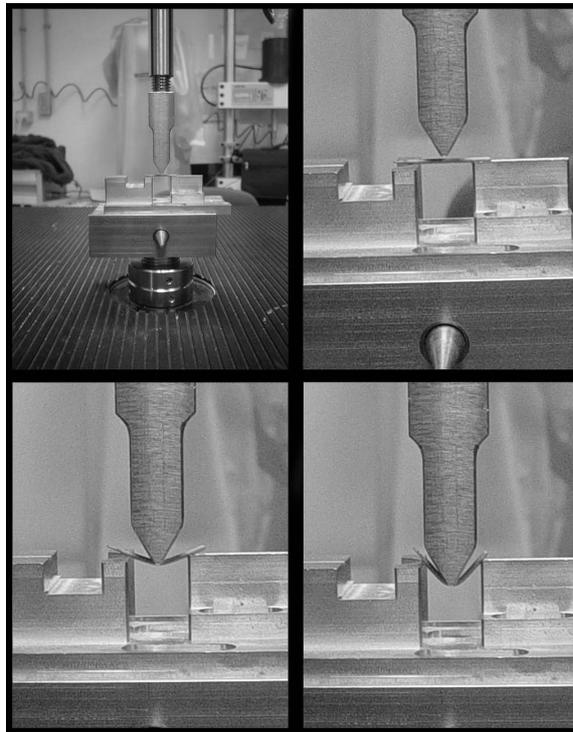


Figura 2. Sequenza del *three-point bending test* effettuato su uno dei campioni testati

In accordo con l'ISO 10477 standard, la lunghezza della travata sottoposta allo stress è stata di 10 mm, la velocità di discesa del punzone, il cui diametro della parte terminale arrotondata è di 2 mm, è stata di 1,0 mm/min.

Per effettuare questo tipo di test meccanico sui perni endocanalari è stato utilizzato un dinamometro elettronico mod. LR30K (Lloyd Instruments Ltd, Fareham, England) equipaggiato con una cella di carico da 500 N \pm 0,5 % (Figura 3). Le prove sono state effettuate a temperatura ambiente e gestite da un PC attraverso il software Nexygen Mt v4.5 che ha acquisito ed elaborato i dati.

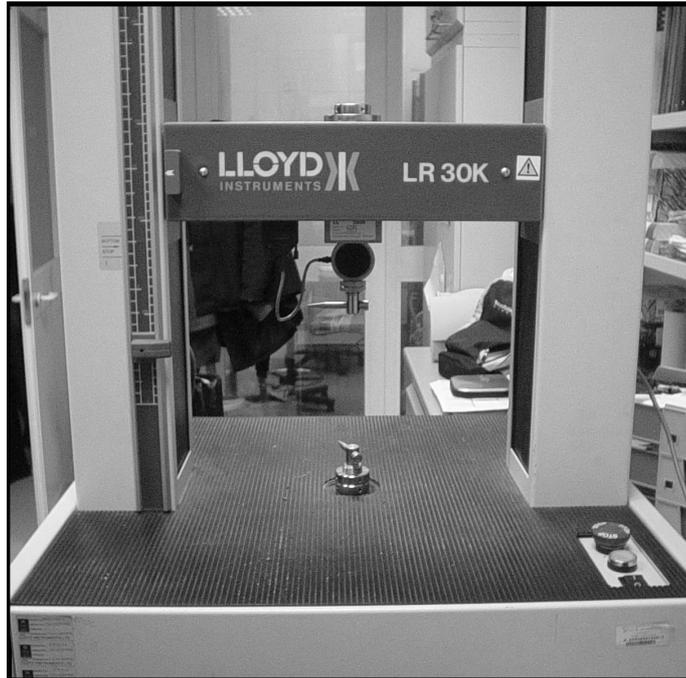


Figura 3. Dinamometro elettronico con cui sono state effettuate le prove meccaniche

In alcuni studi questi test sono stati eseguiti utilizzando i perni conservati in ambiente particolarmente umido (acqua) per poter simulare le condizioni orali. In questo lavoro, tuttavia, i perni sono stati testati a secco perché, pur riconoscendo che l'umidità influisca in modo determinante sulle caratteristiche meccaniche dei perni in fibra (208, 214, 215), è stato dimostrato che all'interno del dente il comportamento meccanico dei perni è assimilabile a quello di perni asciutti (213, 216).

I valori di modulo a flessione (δ_f), lo sforzo massimo a flessione (E_f), sono stati calcolati attraverso le seguenti formule (217, 218):

$$\delta_f = \frac{8F_{\max}l}{\pi d^3} \quad [1]$$

$$E_f = \frac{S4l^3}{3\pi d^4} \quad [2]$$

in cui F_{\max} rappresenta il carico massimo, espresso in Newton, applicato al campione; l rappresenta la distanza tra i due punti di appoggio dei campioni, d è il diametro dei campioni ed $S = F/D$ rappresenta il rapporto tra il carico applicato e la relativa deformazione, nel campo elastico.

Dopo aver effettuato il test, le superfici di frattura di 3 campioni di ciascun gruppo sono state preparate per l'osservazione al microscopio elettronico a scansione (*Scanning Electron Microscope*, SEM) allo scopo di valutarne le caratteristiche morfologiche a rottura.

I risultati sono stati analizzati statisticamente con l'analisi della Varianza a una via e i confronti multipli sono stati effettuati con test t di Holm, con livelli di significatività posti a $p < 0,05$.

2.2. Risultati

Le medie dei valori riscontrati per i diversi gruppi di campioni e le Deviazioni Standard sono riportati in Tabella 1 e visualizzati graficamente nelle Figure 4 e 5.

Tabella 1. Media e Deviazione Standard dei valori ottenuti durante le prove meccaniche.

Gruppi	Modulo Elastico a Flessione (GPa)	Sforzo Massimo a Flessione (MPa)
1. Fibra di carbonio	34,44 ± 3,65	978,23 ± 65,94
2. Fibra di silice	24,43 ± 3,82	879,07 ± 66,2
3. Fibra di vetro	28,21 ± 3,44	961,42 ± 43,1
4. Oro	53,45 ± 4,57	1545,29 ± 135,98
5. Acciaio	109,78 ± 52,71	1436,11 ± 83,08
6. Titanio	65,35 ± 25,06	1280,71 ± 23,93

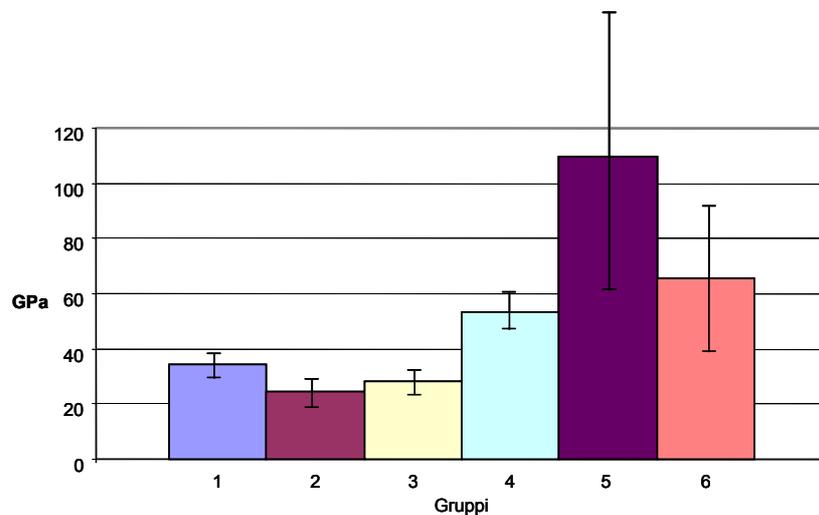


Figura 4. Modulo elastico a flessione: visualizzazione grafica delle medie e delle Deviazioni Standard ottenute per i diversi gruppi di campioni

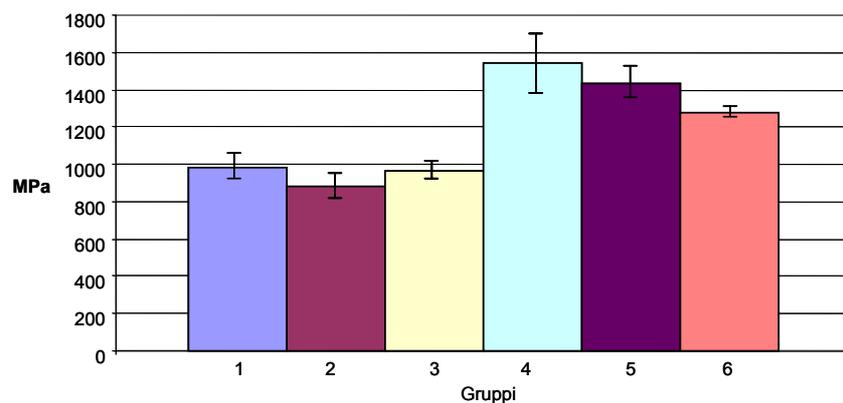


Figura 5. Sforzo massimo a flessione: visualizzazione grafica delle medie e delle Deviazioni Standard ottenute per i diversi gruppi di campioni

I valori della significatività statistica ottenuti dal calcolo del test t di Holm per un confronto incrociato dei diversi gruppi per i parametri di modulo a flessione e sforzo massimo a flessione, sono riportati in Tabella 2 e 3.

I risultati sono stati ottenuti elaborando i dati acquisiti dal dinamometro digitale: una volta ottenuti i valori del carico in funzione della deformazione del provino, il software ha calcolato i valori del modulo elastico a flessione (GPa) e quelli dello sforzo massimo a flessione (MPa).

Per quel che riguarda il modulo a flessione, che evidenzia essenzialmente le proprietà di flessibilità del campione analizzato, valori maggiori indicano campioni più rigidi, mentre valori più bassi evidenziano una flessibilità maggiore. Il modulo a flessione viene calcolato, prendendo in considerazione il comportamento elastico del provino nel range di carico per cui non si verificano deformazioni plastiche. I risultati hanno evidenziato che, per quanto riguarda le caratteristiche di flessibilità, i perni più flessibili sono stati quelli in fibra di silice, seguiti dai perni in fibra di vetro, dai perni in fibra di carbonio e dai tre tipi di perni metallici, nell'ordine, perni in oro, perni in titanio e perni in acciaio. Il risultato dell'analisi della Varianza ad una via è stato $p=0$. Il confronto statistico tra i gruppi (Tabella 2) ha indicato una differenza statisticamente significativa ($p<0.05$) per i valori riguardanti i perni in acciaio rispetto a tutti gli altri gruppi e per quelli riguardanti i perni in titanio rispetto a tutti gli altri gruppi tranne ai perni in oro, mentre tra tutti gli altri gruppi la differenza non è stata statisticamente significativa ($p>0.05$).

Tabella 2. Significatività statistica nei confronti multipli effettuati con Test t di Holm per valori del modulo elastico a flessione con livello di significatività posto a $p<0,05$

Materiali	Carbonio	Silice	Zirconio	Oro	Acciaio	Titanio
Carbonio	-	na	na	na	na	na
Silice	no signif.	-	na	na	na	na
Zirconio	no signif.	no signif.	-	na	na	na
Oro	no signif.	no signif.	no signif.	-	na	na
Acciaio	< 0,05	< 0,05	< 0,05	< 0,05	-	na
Titanio	< 0,05	< 0,05	< 0,05	no signif.	< 0,05	-

na: non applicabile

Per quel che riguarda lo sforzo massimo a flessione, che evidenzia essenzialmente la resistenza del campione al cedimento, valori maggiori indicano campioni maggiormente resistenti alla frattura e quindi valori più bassi evidenziano una tendenza alla frattura a carichi minori. Lo sforzo massimo a flessione viene calcolato in base al carico più alto che il provino è stato in grado di sopportare in rapporto alla superficie interessata. In questo caso i risultati hanno evidenziato che i perni che resistono a carichi maggiori prima di fratturarsi sono quelli dei tre gruppi di perni metallici rispetto a tutti quelli dei tre gruppi di perni in fibra e nell'ordine: perni in oro, perni in acciaio, perni in titanio, perni in fibra di carbonio, perni in fibra di silice e perni in fibra di vetro. Il risultato dell'analisi della Varianza ad una via è stato $p=0$, mentre il confronto statistico tra i gruppi (Tabella 3) ha indicato una differenza statisticamente significativa ($p<0.05$) per tutti i gruppi tranne che per i tre tipi perni in fibra tra di loro e per i perni in oro nei confronti di quelli in acciaio ($p>0.05$).

Tabella 3. Significatività statistica nei confronti multipli effettuati con Test t di Holm per valori dello sforzo massimo a flessione con livello di significatività posto a $p < 0,05$

Materiali	Carbonio	Silice	Zirconio	Oro	Acciaio	Titanio
Carbonio	-	na	na	na	na	na
Silice	no signif.	-	na	na	na	na
Zirconio	no signif.	no signif.	-	na	na	na
Oro	< 0,05	< 0,05	< 0,05	-	na	na
Acciaio	< 0,05	< 0,05	< 0,05	no signif.	-	na
Titanio	< 0,05	< 0,05	< 0,05	< 0,05	< 0,05	-

na: non applicabile

L'analisi al SEM delle superfici di frattura dei perni compositi rinforzati da fibre non ha rivelato particolari differenze nelle loro modalità di separazione. Nelle Figure 6-9 si nota lo scompaginamento delle fibre, separatesi in modo non uniforme e la disgregazione della matrice resinosa nella quale queste sono immerse. Si è potuto osservare che la modalità di rottura delle fibre di silicie mostra una superficie netta e dritta, mentre quella delle fibre di carbonio è irregolare, del tipo a becco di flauto.

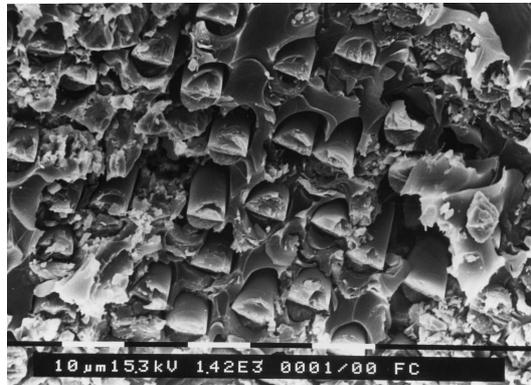


Figura 6. Superficie di frattura di un campione del gruppo 1 in cui si osserva la separazione traumatica con rottura a becco di flauto delle singole fibre (1420x)



Figura 7. Superficie di frattura di un campione del gruppo 2 in cui si osserva la rottura netta delle fibre (462x)

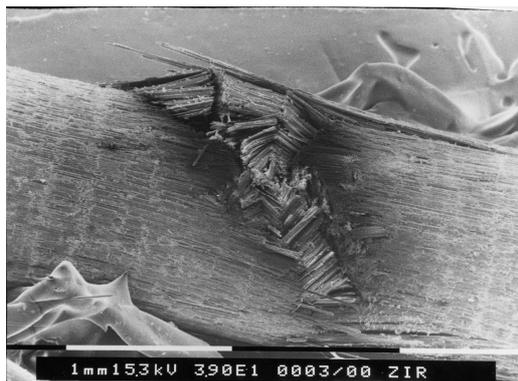


Figura 8. Superficie di frattura di un campione del gruppo 3, opposta a quella dove è stato applicato lo stress meccanico, in cui si osserva la rottura e lo scollamento delle fibre dalla matrice resinosa (39x)

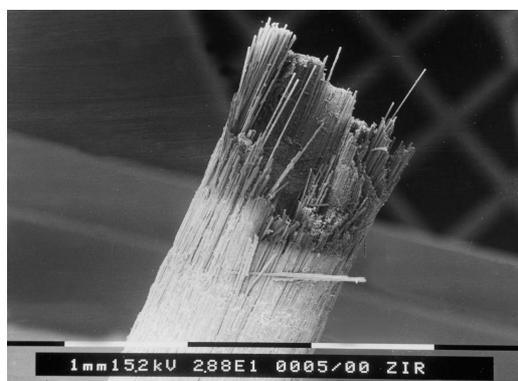


Figura 9. Superficie di frattura di un campione del gruppo 3 in cui si osserva la rottura in modo netto per la maggioranza delle fibre ed è evidente il distacco tra queste e la matrice resinosa (29x)

2.3. Discussione e conclusioni

I risultati del nostro lavoro hanno messo in evidenza delle caratteristiche meccaniche sostanzialmente omogenee tra i diversi tipi di perni in fibra, sia per quanto riguarda la flessibilità (modulo a flessione) che per la resistenza (sforzo massimo a flessione). I perni in fibra di silice e in fibra di vetro sono risultati essere lievemente più flessibili dei perni in fibra di carbonio che, però, hanno espresso le migliori prestazioni tra i perni in fibra per quanto riguarda la resistenza.

I diversi tipi di perni metallici sono risultati essere sempre più rigidi rispetto ai perni in fibra. I perni in acciaio hanno fatto registrare valori di rigidità quasi doppi rispetto ai perni in titanio e più che doppi rispetto ai perni in oro, che hanno dimostrato una flessibilità più simile ai perni in fibra che a quelli in acciaio. D'altro canto, i perni in oro si sono dimostrati i più resistenti tra i

perni metallici, che, a loro volta, sono risultati essere sempre più resistenti alla frattura di tutti i gruppi di perni in fibra.

I nostri risultati si sono trovati in accordo con altri studi precedentemente realizzati con protocolli simili, in cui i perni in fibra si sono dimostrati più flessibili rispetto ai materiali metallici e quindi più assimilabili alle caratteristiche meccaniche dei tessuti dentali (216, 219-221).

Tuttavia, bisogna anche dire che altri studi presenti in letteratura non sono giunti alle nostre stesse conclusioni, anzi hanno evidenziato caratteristiche di flessibilità dei perni in fibra molto vicine a quelle dei perni metallici o addirittura inferiori a questi (208, 212, 213, 222).

Nello studio di Purton *et al.* (212) si sono riscontrati, in un *three-point bending test*, valori di modulo a flessione dei perni in fibra di carbonio di 319 GPa, contro i 213 GPa dei perni in acciaio; questi valori risultano essere difficilmente interpretabili.

Negli studi di Lambjerg-Hansen *et al.* (222) e di Amussen *et al.* (213) non si sono riscontrati valori così dissonanti e la maggiore rigidità dei perni in fibra di carbonio, poteva essere spiegata dal tipo di test meccanico utilizzato. L'asse lungo il quale è stato applicato il carico, aveva infatti una inclinazione di 45° rispetto all'asse del perno e non di 90° come nei *three-point bending test*; i materiali compositi che costituiscono i perni hanno caratteristiche anisotrope e disomogenee e si può quindi ipotizzare che quanto più la forza agente sul perno si avvicini all'asse del perno stesso, tanto più alti saranno i valori di modulo elastico a flessione registrati durante il test.

Come già fatto notare da Lassila *et al.* (220), un'altra variabile che potrebbe alterare i risultati di questo tipo di test meccanici è rappresentata da quello viene definito "*span ratio*". Questo parametro stabilito nei test su materiali anisotropi e disomogenei utilizzati in campo aeronautico, impone un rapporto tra la lunghezza e il diametro della sbarra testata (rappresentata nelle applicazioni odontoiatriche dai perni) di 60 a 1, per poter ottenere dati attendibili. Come è ovvio, nel caso di un perno endodontico questo rapporto non può essere rispettato. Per esempio per un perno di 1,4 mm, testato come norma ISO con una distanza tra gli appoggi di 10 mm, questo rapporto è di circa 7 a 1.

In definitiva, i nostri risultati confermano che le caratteristiche meccaniche dei perni in fibra sono più vicine a quelle della dentina rispetto ai perni metallici.

C'è da precisare comunque, che i valori di modulo elastico cui si fa riferimento per la dentina sono sempre riferiti al modulo di Young (E), che viene ricavato da prove effettuate per trazione o compressione. I valori di modulo a flessione da noi presi in considerazione, così come da tutti gli altri studi di questo tipo, essendo riferiti alle prove per flessione, non possono essere confrontati direttamente ai valori di modulo di Young della dentina, perché se per i materiali omogenei come l'acciaio o il titanio, questi due valori possono essere correlabili, nei perni in fibra il valore di modulo di elasticità ottenuto in trazione è superiore a quello a flessione e non è ricavabile e confrontabile direttamente. Tuttavia, dato che anche i valori di modulo di *Young* della dentina a cui si fa riferimento sono spesso ricavati indirettamente da test che non utilizzano prove di trazione, questi valori ci possono fornire solo delle indicazioni sul comportamento meccanico del materiale in situazioni critiche come quelle che possono portare alla frattura di un elemento devitale restaurato e sottoposto a carico.

Dai nostri risultati, ricavati da un *three-point bending test* effettuato direttamente sul dispositivo, si può confermare l'ipotesi che per carichi critici, che possono determinare la frattura dell'elemento nei denti restaurati con perni in fibra, si potrà avere con maggiore probabilità un cedimento del moncone piuttosto che della radice, così come la maggior parte dei test *in vitro* confermano (76, 81, 83). Questo comportamento può essere correlabile alla minore resistenza allo sforzo dei perni in fibra. La maggiore flessibilità potrebbe tuttavia influire sul comportamento clinico durante gli stress dovuti a carichi ciclici; perni più flessibili

permetterebbero, infatti, una deformazione maggiore nel punto di maggiore stress durante la sollecitazione, che solitamente è rappresentato dal bordo di chiusura del restauro protesico (38). Tale comportamento potrebbe determinare una maggiore tendenza alla infiltrazione dei *gap* creatisi al margine. Il deterioramento del margine potrebbe influire sulla prognosi a lungo termine dell'elemento in esame, così come la presenza di perni meno deformabili e quindi più rigidi potrebbe predisporre ad un maggior rischio di frattura l'elemento dentario. La scelta clinica dovrà quindi essere ponderata in base alle contingenze del singolo caso clinico.

BIBLIOGRAFIA

1. Gutmann JL. The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1992; 67:458-67.
2. Rosen H. Operative procedures on mutilated endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1961; 11:973-86.
3. Sokol DJ. Effective use of current core and post concepts. *J Prosthet Dent* 1984; 52:231-4.
4. Ricucci D, Saulo V. Il restauri dei denti trattati endodonticamente. *Dental Cadmos* 2000; 19:15-33.
5. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod* 1989; 15:512-6.
6. Cavel WT, Kelsey WP, Blankenau RJ. An in vivo study of cuspal fracture. *J Prosthet Dent* 1985; 53:38-42.
7. Hansen EK. In vivo cusp fracture of endodontically treated premolars to restored with MOD amalgam or MOD resin fillings. *Dent Mater* 1988; 4:169-73.
8. Khera SC, Carpenter CW, Vetter JD, Staley RN. Anatomy of cusps of posterior teeth and their fracture potential. *J Prosthet Dent* 1990; 64:139-47.
9. Tidmarsh BG. Restoration of endodontically treated posterior teeth. *J Endod* 1976; 2:374-5.
10. Helfer AR, Melnick S, Schilder H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Patol* 1972; 34:661-70.
11. Jameson MW, Hood JAA, Tidmarsh BG. Effect of dehydration on the biomechanical properties of human dentine. *J Dent Res* 1992; 72:537.
12. Cohens S, Burns RC. *Pathways of the pulp*. Ed. 7th. St. Louis: Mosby, 1998.
13. Rivera E, Yamauchi G, Chandler G, Bergenholtz G. Dentin collagen cross-links of root-filled and normal teeth. *J Endod* 1988; 14:195.
14. Randow K, Glantz PO. On cantilever loading of vital and non vital teeth: an experimental clinical study. *Acta Odontol Scand* 1986; 44:271.
15. Pimenidis MZ, Hides JW. An autoradiographics study of the sensory innervation of teeth II. Dental Pulp And Periodontium. *J Dent Res* 1977; 56:835-40.
16. Loewenstein NR, Rathkamp R. A study on the pressoreceptive sensibility of the tooth. *J Dent Res* 1955; 34:287-94.
17. Sorensen JA, Martinoff MD. Intracoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1984;51:780.
18. Sorensen JA, Martinoff MD. Clinically significant factors in dowel design. *J Prosthet Dent* 1984;52:28-35.
19. Sorensen JA, Martinoff MD. Endodontically treated teeth as abutments. *J Prosthet Dent* 1985;53:631-36.
20. Trabert KC, Cooney JP. The endodontically treated tooth. Restorative concepts and techniques. *Dent Clin North Am* 1984; 28:923-52.
21. Johnston JF, Phillips RW, Dykema RW. *Modern practice in crown and bridge prosthodontics*. Ed. 3rd. Philadelphia: W.B. Saunders Co., 1971.
22. Silverstein W. Reinforcement of weakened pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1964; 14:372-5.

23. Kerekes K, Tronstad L. Morphometric observations on root canals of human anterior teeth. *J Endod* 1977; 3:24-29.
24. Kerekes K, Tronstad L. Morphometric observations on root canals of human premolars. *J Endod* 1977; 3:74-79.
25. Kerekes K, Tronstad L. Morphometric observations on root canals of human molars. *J Endod* 1977; 3:114-18.
26. Wu M, R'oris A, Barkis D, Wesselink PR. Prevalence and extent of long oval canals. *Oral Surg* 2000; 89:739-43.
27. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD. *Fundamentals of fixed prosthodontics*. Ed. 2nd. Chicago: Quintessence Publ., 1981.
28. Zillich R, Yaman P. Effect of root curvature in post length in the restoration of endodontically treated premolars. *Endod Dent Traumatol* 1985; 1:35-37.
29. Morgano SM. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. *J Prosthet Dent* 1996; 75:375-80.
30. Shillingburg HT, Kessler JC, Wilson EL. Root dimensions and dowel size. *J Calif Dent Assoc* 1982; 10:43-48.
31. Tilk MA, Lommel TJ, Gerstein H. A study of mandibular and maxillary root widths to determine dowel sizes. *J Endod* 1979; 5:79-82.
32. Caputo AA, Standlee JP. Pins and posts – Why, when and how. *Dent Clin North Am* 1976; 20: 299-311.
33. Raiden G, Costa L, Koss S, Hernandez JL, Acenolaza V. Residual thickness of root in first maxillary premolars with post space preparation. *J Endod* 1999; 25:502-5.
34. Kratochvil FJ. *Partial removable prosthodontics*. Philadelphia: W.B. Saunders.; 1988.
35. Shillingburg HT, Fisher DW, Dewhirst RB. Restoration of endodontically treated posterior teeth. *J Prosthet Dent* 1970; 24:401-9.
36. Walton JN, Ruse ND, Glick N. Apical root strain as a function of post extension into a composite resin core. *J Prosthet Dent* 1996; 75:499-505.
37. Sivers JE, Johnson WT. Restoration of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am* 1992; 36:631-50.
38. Standlee J.P., Caputo A.A. Biomechanics. *J Calif Dent Assoc* 1988; 16:49-58.
39. Mattison GD, von Fraunhofer JA. Angulation loading effects on cast-gold endodontic posts: a photoelastic stress analysis. *J Prosthet Dent* 1983; 49:636-8.
40. Christensen GJ. Post necessary or unnecessary? *J Am Dent Assoc* 1996; 127:1522.
41. Lovdahl PE, Nicholls JI. Pin-retained amalgam cores vs. cast-gold dowel-cores. *J Prosthet Dent* 1977; 38:507-14.
42. Cathro PR, Chandler NP, Hood JA. Impact resistance of crowned endodontically treated central incisors with internal composite cores. *Endod Dent Traumatol* 1996; 12:124-8.
43. Riitano F, Calesini G. Cuspidectomia in endoprotesi. *Dental Cadmos* 1994; 62:42.
44. Christensen GJ. A void in U.S. restorative dentistry. *J Am Dent Assoc* 1995; 126:244.
45. Frank AL. Protective coronal coverage of the pulpless tooth. *J Am Dent Assoc* 1959; 59:895.
46. Walizewski KJ, Sabal CL. Combined endodontic and restorative treatment considerations. *J Prosthet Dent* 1978; 40:152-6.
47. Sheets E. Dowel and core foundations. *J Prosthet Dent* 1970; 23:58-65.

48. Messer HH, Wilson PR. Preparation for restoration and temporization. In Walton RE, Torabinejad M. *Principles and practice of endodontics* (Ed. 2nd). Philadelphia: WB Saunders Co.; 1996. p. 260-76.
49. Colman HL. Restoration of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am* 1979; 23:647-62.
50. Hatzikyriakos AH, Reisis GI, Tsingos N. A 3-years post-operative clinical evaluation of posts and cores beneath existing crowns. *J Prosthet Dent* 1992; 67:454-58.
51. Palmqvist S, Soderfeldt B. Multivariate analysis of factors influencing the longevity of fixed partial dentures, retainers and abutments. *J Prosthet Dent* 1994; 71:245-50.
52. Stockton L, Lavelle CLB, Suzuki M. Are post mandatory for the restoration of endodontically treated teeth? *Endod Dent Traumat* 1998;14:59-63.
53. Herschmann JB, Weine FS. Restoration of the endodontically treated tooth. In Weine FS. *Endodontic Therapy*. St Louis: The C.V. Mosby Co.; 1972. p. 385.
54. Baraban DJ. The restoration of endodontically treated teeth: an update. *J Prosthet Dent* 1988; 59:553-58.
55. Trabert KC, Caputo AA, Abou-Rass M. Tooth fracture – A comparison of endodontic and restorative treatments. *J Endod* 1978; 4:341.
56. Hudis SI, Goldstein GR. Restoration of endodontically treated teeth: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 1986; 55:33-38.
57. Guzy GE, Nicholls JI. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *J Prosthet Dent* 1979; 42:39-44.
58. Nayyar A, Walton RE, Leonard LA. An amalgam coronal-radicular dowel core technique for endodontically treated posterior teeth. *J Prosthet Dent* 1980; 43:511-5.
59. Eissman HF, Radke RA. Postendodontic restoration. In Cohens S, Burns RC. *Pathways of the pulp* (Ed. 4th). St. Louis: CV Mosby; 1987. p. 640.
60. Morgano SM, Pilot P. Clinical success of cast metal posts and cores. *J Prosthet Dent* 1993; 70:11-6.
61. Kantor ME, Pines MS., A comparative study of restorative techniques in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1977; 34:405-19.
62. Ingle JI, Taintor JE. *Endodontics* Ed. 3rd. Philadelphia: Lea & Febiger, 1985.
63. Perel M., Muroff F.I. Clinical criteria for posts and cores. *J Prosthet Dent* 1972; 28:405-11.
64. Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC. Retention of endodontic dowels: effect of cement, dowel length, diameter and design. *J Prosthet Dent* 1978; 39:401-5.
65. Stern N, Hirshfeld Z. Principles of preparing endodontically treated teeth for dowel and core restorations. *J Prosthet Dent* 1973; 30:162-5.
66. Caillateau JG, Rieger MR, Akin JE. A comparison of intracanal stresses in a post-restored tooth utilising the finite element method. *J Endod* 1992; 18:540-44.
67. Assif D, Gorfil C. Biomechanical consideration in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1994; 71:565-67.
68. Trope M, Maltz DO, Tronstad L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol* 1985; 1:108-11.
69. Barkmeir WW, Murrin JR, Anderson RW. Amalgam restoration of posterior teeth before endodontic treatment. *J Endod* 1980; 6:446-9.
70. Bakland L. Endodontic mishaps: perforation. *J Calif Dent Assoc* 1991; 19:41.

71. Fuss Z, Trope M. Root perforation : classification and treatment choices based on prognostic factors. *Endod Dent Traumatol* 1996; 12:255-64.
72. Saunders WP, Saunders EM, Sadiq J, Cruickshank E. Technical standards of root canal treatment in an adult scottish subpopulation. *Br Dent J* 1997; 182:382.
73. Scianamblo MJ. Il rapporto tra restauri post-endodontici e il successo in Endodonzia: materiali e tecniche. *L'Informatore Endodontico* 2001; 4:36-51.
74. Bergman B, Lundquist P, Sjögren U, Sandquist G. Restoration and endodontic result after treatment with cast-post and cores. *J Prosthet Dent* 1989; 61:10-5.
75. Napankangas R, Salonen MA, Raustia AM. Influence of previous restoration of the tooth on prognosis of crowns with dowels. *J Oral Rehab* 2000; 27:1042-46.
76. Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-coresystems. *J Prosthet Dent* 1999; 81:262-9.
77. Fraga RC, Chaves BT, Mello GS, Siqueira JF Jr. Fracture resistance of endodontically treated roots after restoration. *J Oral Rehabil* 1998; 25:809-13.
78. Chan RW, Bryant RW. Post core foundation for endodontically treated posterior teeth. *J Prosthet Dent* 1982; 48:401-6.
79. Saupe WA, Gluskin AH, Radke RA Jr. A comparative study of fracture resistance between morphologic dowel and cores and a resin-reinforced dowel system in the intraradicular restoration of structurally compromised roots. *Quintessence Int* 1996; 27:483-91.
80. Yaman P, Thorsteinsson TS. Effect of core materials on stress distribution of posts. *J Prosthet Dent* 1992; 68:416-20.
81. Akkayan B, Caniklioglu B Resistance to fracture of crowned teeth restored with different post systems. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1998; 6:13.
82. Sorensen JA, Engelman MJ. Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1990; 64:419-24.
83. Martinez-Insua A, Da Silva L, Rilo B, Santana U. Comparison on the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast and post core or carbon fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent* 1998; 80:527-32.
84. Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC. Retention of endodontic dowels: effect of cement, dowel length, diameter and design. *J Prosthet Dent* 1978; 39:401-5.
85. Tjan AHL, Miller GD. Comparison of retentive properties of dowel forms after application of intermittent torsional forces. *J Prosthet Dent* 1984; 52:238-42.
86. Isidor F, Brondum K. Intermittent loading of teeth with tapered, individually cast or prefabricated parallel-sided posts. *Int J Prosthodont* 1992; 5:257-61.
87. Johnson JK, Sakamura EL. Dowel form and tensile force. *J Prosthet Dent* 1978; 40: 645-9.
88. Colley IT, Hampson EL, Lehman ML. Retention of post crowns. *Br Dent J* 1968; 124:63-9.
89. Cooney JP, Caputo AA, Trabert KT. Retention and stress distribution of tapered-end endodontic posts. *J Prosthet Dent* 1986; 55:540-6.
90. Nergiz I, Schamge P, Platzer U, Mc Mullan-Vogel C. Effect of different surface textures on retentive strength of tapered posts. *J Prosthet Dent* 1997; 78:451-57.
91. Gutmann JL. Preparation of endodontically treated teeth to receive a post-core restoration. *J Prosthet Dent* 1977; 38:413-9.
92. Duret B, Reynaud M, Duret F. Un nouveau concept de reconstitution corono-radulaire: le compositi-post. *Chir Dent France* 1990; 60:131-41.

93. Kinney JH, Marshall SJ, Marshall GW. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. *Crit Rev Oral Biol Med* 2003; 14:13-29.
94. Watts DC, El Mowafy OM, Grant AA. Temperature dependence of compressive properties of human dentin. *J Dent Res* 1987; 66:29-32.
95. Watts DC. Elastic moduli and visco elastic relaxation. *J Dent* 1994; 22:154-58.
96. Dallari A, Rovatti L. Six years of in vitro/in vivo experience with Composipost. *Compend Contin Educ Dent Suppl* 1996; 20:S57-S63.
97. Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Mason PM. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent* 2000a; 13:9b-13b.
98. Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent* 2000b; 13:15b-18b.
99. Fredriksson M, Astbäck J, Pamenius M, Arvidson K. A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. *J Prosthet Dent* 1998; 80:151-7.
100. Glazer B. Restoration of endodontically treated teeth with carbon fibre posts – a prospective study. *J Can Dent Assoc* 2000; 66:613-8.
101. Isidor F, Ödman P, Brondum K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J Prosthodont* 1996; 9:131-36.
102. Ottl P, Hahn H, Lauer HCH, Fay M. Fracture characteristics of carbon fibre, ceramic and non-palladium endodontic post systems at monotonously increasing loads. *J Oral Rehab* 2002; 29: 175-83.
103. Fradeani M, Aquilano A, Barducci G. Aesthetic restoration of endodontically treated teeth. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1999; 11:761-8.
104. Gateau P, Sabek M, Dailey B. Fatigue testing and microscopic evaluation of post and core restorations under artificial crown. *J Prosthet Dent* 1999; 82:341-47.
105. Gateau P, Sabek M, Dailey B. In vitro fatigue resistance of glass ionomer cements used in post and core applications. *J Prosthet Dent* 2001; 86:149-55.
106. Huysmans MC, Peter MC, Plasschaert AJ, van der Varst PGT. Failure characteristics of endodontically treated premolars restored with a post and direct restorative materials. *Int Endod J* 1992; 25:121-29.
107. Cho GC, Kaneko LM, Donovan TE, White SN. Diametral and compressive strength of dental core materials. *J Prosthet Dent* 1999; 82:272-76.
108. Ziebert AJ, Dhuru VB. The fracture toughness of various core materials. *J Prosthodont* 1995; 4:33-37.
109. Trope M, Tronstad L. Resistance to fracture of endodontically retreated premolars restored with glass ionomer cement or acid etch composite resin. *J Endod* 1991; 17:257-59.
110. Bonilla ED, Mardirossian G, Caputo AA. Fracture toughness of various core build-up materials. *J Prosthodont* 2000; 9:14-18.
111. Craig RG. *Restorative dental materials* (Ed. 10th). New York: Mosby-Year Book Inc; 1997.
112. Cattaruzza M. *Odontoiatria Conservativa*. Viterbo: Acme sas; 2001.
113. Standlee JP, Caputo AA. *Biomechanics in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence; 1987.
114. Baraban DJ. A simplified method for making posts and cores. *Quintessence Int* 1972; 3:23-5.
115. Goldrich N. Construction of posts for teeth with existing restorations. *J Prosthet Dent* 1970; 23:173-6.
116. Baraban DJ. The restoration of pulpless teeth. *Dent Clin North Am* 1967; 633-53.

117. Manning KE, Yu DC, Kwan EW. Factors to consider for predictable post and core builds-up of endodontically treated teeth. Part II: clinical application of basic concepts. *J Can Dent Assoc* 1995; 61:696-707.
118. Zillich R, Corcoran JF. Average maximum post lengths in endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1984; 52:489-91.
119. Christy JM, Pipko DJ. Fabrication of a dual-post veneer crown. *J Am Dent Assoc* 1967; 75:1419-25.
120. Pickard HM. Variants of the posts crown. *Br Dent J* 1964; 117:517.
121. Shillingburg H.T., Kessler J.C. *Restoration of the endodontically treated tooth*. Chicago: Quintessence Publishing Co.; 1982.
122. Standlee JP, Caputo AA, Collard EW, Pollack MH. Analysis of stress distribution by endodontic posts. *Oral Surg* 1972; 33:952-60.
123. Stern N, Kochavi D. Immediate restoration of an endodontically treated tooth by means of a screw-post and composite materials. *Gen Dent* 1977; 25:26-8.
124. Shadman H, Azarmehr P. A direct technique for fabrication of post and cores. *J Prosthet Dent* 1975; 34:463.
125. Ruemping DR, Lung MR, Schnell RJ. Retention of dowels subjected to tension and torsional forces. *J Prosthet Dent* 1979; 41:159-62.
126. Krupp JD, Caputo AA, Trabert KC, Standlee JP. Dowel retention with glass ionomer cement. *J Prosthet Dent* 1979; 41:163-6.
127. Mattison GD. Photoelastic stress analysis of cast gold endodontic posts. *J Prosthet Dent* 1982; 48:407-11.
128. Lloyd PM, Palik JF. The philosophies of dowel diameter preparation: a literature review. *J Prosthet Dent* 1993; 69:32-6.
129. Standlee JP, Caputo AA, Holcomb J, Trabert KC. The retentive and stress distributing properties of a threaded endodontic dowel. *J Prosthet Dent* 1980; 44:398-404.
130. Bachica WS, DiFiore PM, Miller DA, Lautenschkager EP, Pashley DH. Microleakage of endodontically treated teeth restored with posts. *J Endod* 1998; 234:703-8.
131. Nergiz I, Schamge P, Platzer U, Mc Mullan-Vogel C. Effect of different surface textures on retentive strength of tapered posts. *J Prosthet Dent* 1997; 78:451-57.
132. Serota KS, Glassman GD, McCutcheon-Jones E. The endodontic restorative convergence: genesis, synthesis, and hypothesis. *Dentistry Today* 1994; 13:74
133. Wu M-K, Pehlivan Y, Kontakiotis EG, Wesselink PR. Microleakage along apical root filling and cemented post. *J Prosthet Dent* 1998; 79:264-9.
134. Mattison GD, Delivanis PD, Thacker RW, Hassell KJ. Effect of post preparation on the apical seal. *J Prosthet Dent* 1984; 51:785-9.
135. Felton DA, Webb EL, Kanoy BE, Dugoni J. Threaded endodontic dowels: effect of post design on incidence of root fracture. *J Prosthet Dent* 1991; 65:179-87.
136. Oliveira FdeC, Denehy GE, Boyer DB. Fracture resistance of endodontically prepared teeth using various restorative materials. *J Am Dent Assoc* 1987; 115:57-60.
137. Baraban DJ. The restoration of endodontically treated teeth: an update. *J Prosthet Dent* 1988; 59:553-8.
138. Sorensen JA. Preservation of tooth structure. *J Calif Dent Assoc* 1988; 16:15-22.
139. Tjan AHL, Whang SB. Resistance to root fracture of dowel channels with various thicknesses of buccal dentin walls. *J Prosthet Dent* 1985; 53:496-500.

140. Freno JP Jr. Guidelines for using posts in the restoration of endodontically treated teeth. *Gen Dent* 1998;46:474-9.
141. Barkhordar RA, Radke R, Abbasi J. Effect of metal collar on resistance of endodontically treated teeth to root fracture. *J Prosthet Dent* 1989; 61:676-8.
142. Hemmings KW, King PA, Setchell DJ. Resistance to torsional forces of various post and core designs. *J Prosthet Dent* 1991; 66:325-9.
143. Torbjörner A, Karlsson S, Ödman PA. Survival rate and failure characteristics for two posts designs. *J Prosthet Dent* 1995; 73:439.
144. Milot P, Stein RS. Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design. *J Prosthet Dent* 1992; 68:428-35.
145. Isidor F, Brondum K, Ravnholt G. The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. *Int J Prosthodont* 1999; 12:78-82.
146. Libman WJ, Nicholls JJ. Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. *Int J Prosthodont* 1995; 8:155-61.
147. Rosner D. Function, placement, and reproduction of bevels for gold castings. *J Prosthet Dent* 1963; 13:1160.
148. Pascoe DF. Analysis of the geometry of finishing lines for full crown restorations. *J Prosthet Dent* 1978; 40:157-62.
149. Goldman M, Laosonthorn P, White RR. Microleakage-full crowns and the dental pulp. *J Endod* 1992; 18:473-5.
150. Shillingburg HT, Jacobi R, Brackett SE. *Fundamentals of tooth preparations for cast metal and porcelain restoration*. Chicago: Quintessence; 1987. p. 259.
151. Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1990; 63:529-36.
152. Joseph J, Ramachandran G. Fracture resistance of dowel channel preparations with various dentin thickness. *Fed Oper Dent* 1990; 1:32-5.
153. Gegauff AG. Effect of crown lengthening and ferrule placement on static load failure of cemented cast post-cores and crowns. *J Prosthet Dent* 2000; 84:169-79.
154. Lertchirakarn V, Palamara JEA, Meesser HH. Anisotropy of tensile strength of root dentin. *J Dent Res* 2001; 80:453-56.
155. Mendoza DB, Eagle WS, Kahl EA, Ho R. Root reinforcement with a resin bonded preformed post. *J Prosthet Dent* 1997; 78:10.
156. Morgano SM, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent* 1999; 82:643-57.
157. Raiden GC, Gendelman H. Effect of dowel space preparation on the apical seal of root canal fillings. *Endod Dent Traumatol* 1994;10:109-12.
158. Zmener O. Effect of dowel preparation on the apical seal of endodontically treated teeth. *J Endod* 1980;6:687-90.
159. Bourgeois RS, Lemon RR. Dowel space preparation and apical leakage. *J Endod* 1981;7:66-9.
160. Hiltner RS, Kulid JC, Weller NR. Effect of mechanical versus thermal removal of gutta-percha on the quality of the apical seal following post space preparation. *J Endod* 1992; 9:451-4.
161. De Nys M, Martens L, De Coster W, Thys M. Evaluation of dowel space preparation on the apical seal using an image processing system. *Int Endod J* 1989; 22:240-7.

162. Suchina JA , Ludington JR Jr. Dowel space preparation and the apical seal. *J Endod* 1985; 11:11-7.
163. Neagley RL The effect of dowel preparation on the apical seal of endodontically treated teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1969; 28:739-45.
164. Abramovitz I, Tagger M, Tamse A, Metzger Z. The effect of immediate Vs. delayed post-space preparation on the apical seal of a root canal filling: a study in an increased-sensitivity pressure-driven system. *J Endod* 2000; 26:435-9.
165. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat induced bone tissue injury: a vital microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent* 1983;50:101-7.
166. Eriksson J, Sundstrom F. Temperature rise during root canal preparation- a possible cause of damage to tooth and periodontal tissue. *Swed Dent J* 1984;8:217-23.
167. Saunders EM, Saunders WP. The heat generated on the external root surface during post space preparation. *Int Endod J* 1989;22:169-73.
168. Weller NR, Kimbrough FK, Anderson RW. Root surface temperatures produced during post space preparation. *J Endod* 1996; 22:304-7.
169. Morgano SM, Hashem AF, Fotoohi K, Rose L. A nationwide survey of contemporary philosophies and techniques of restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1994; 72:259.
170. Wilcox LR. Thermafil retreatment with and without chloroform solvent. *J Endod* 1993; 19:563-6.
171. Wolcott JF, Himel VT, Hicks ML. Thermafil retreatment using a new System B technique or solvent. *J Endod* 1999; 25: 761-4.
172. Zuolo CD, Imura N, Fernandes Ferreira MO. Endodontic retreatment of Thermafil or lateral condensation obturations in post space prepared teeth. *J Endod* 1994; 20:9-12.
173. Hulsmann M, Stotz S Efficacy cleaning ability and safety of different devices for gutta-percha removal in root canal retreatment. *Int Endod J* 1997; 30:227-33.
174. Gilbert BO, Rice TR. Re-treatment in endodontics. *Oral Surg* 1987; 64:333
175. Madison S, Zakariasen KL. Linear and volumetric analysisi of apical leakage in teeth prepared for posts. *J Endod* 1984; 10:422-7.
176. Camp LR, Todd MJ. The effect of dowel preparation on the apical seal of three common obturation techniques. *J Prosthet Dent* 1983; 50:664-6.
177. Haddix JE, Mattison GD, Shulman CA, Pink FE. Post praparation techniques and their effect on the apical seal. *J Prosthet Dent* 1990; 64:515-9.
178. Schnell FJ. Effects of immediate dowel space preparation on the apical seal of endodontically filled teeth. *Oral Surg*. 1978; 45:470-4.
179. Kwan EH, Harrington GW. The effect of immediate post preparation on apical seal. *J Endod* 1981; 7:325-9.
180. Portell FR, Bernier WE, Lorton L, Peters D. The effect of immediate versus delayed dowel space preparation on the integrity of the apical seal. *J Endod* 1982; 8:154-60.
181. Fan B, Wu MK, Wesselink PR. Coronal leakage along apical root fillings after immediate and delayed post space preparation. *Endod Dent Traumatol* 1999; 15:124-6.
182. Karapanou V, Vera J, Cabrera P, White RR, Goldman M. Effect of immediate and delayed post preparation on apical dye leakage using two different sealers. *J Endod* 1996; 22:583-5.
183. Dickey DG, Harris GZ, Lemon RR, LuebkeRG. Effect of post-space preparation on apical seal using solvent techniques and Peeso reamers. *J Endod* 1982; 8:351-4.

184. Rybicki R, Zillich R. Apical sealing ability of Thermafil following immediate and delayed post space preparations. *J Endod* 1994;20:64-6.
185. Ricci ER, Kessler JR. Apical seal of teeth obturated by the laterally condensed gutta-percha, the Thermafil plastic and Thermafil metal obturator techniques after post space preparation. *J Endod* 1994;20:123-6.
186. Ravanshad R, Torabinejad M. Coronal dye penetration of the apical filling after post-space preparation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1992; 74:644-7.
187. Sjögren U, Sundqvist G. Bacteriologic evaluation of ultra sonic root canal instrumentation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1987; 63:366.
188. Dow PR, Ingle JJ. Isotope determination of root canal failure. *Oral Surg* 1955; 8:1100-4.
189. Saunders WP, Saunders EM. Coronal leakage as a cause of failure in root canal therapy: a review. *Endod Dent Traumatol* 1994; 10:105-8.
190. Madison S, Wilcox LR. An evaluation of coronal microleakage in endodontically treated teeth. Part III. In vivo Study. *J Endod* 1988; 14:455-8.
191. Torabinejad M, Ung B, Kettering JD. In vitro bacterial penetration of coronally unsealed endodontically treated teeth. *J Endod* 1990; 16:566-9.
192. Chailertvanitkul P, Saunderson WP, MacKenzie D. Coronal leakage of obturated root canals after long term storage using a polymicrobial marker. *J Endod* 1997; 23:610-3.
193. Chailertvanitkul P, Saunderson WP, MacKenzie D. Coronal leakage in teeth root-filled with gutta-percha and two different sealers after long term storage. *Endod Dent Traumatol* 1997; 13:82-7.
194. Barriehi KM, Walton RE, Johnson WT, Drake DR. Coronal leakage of mixed anaerobic bacteria after obturation and post-space preparation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1997; 84:310-4.
195. Madison S, Swanson K. An evaluation of coronal microleakage in endodontically treated teeth. Part II. Sealer Types. *J Endod* 1987; 13:109-12.
196. Swanson K, Madison S. An evaluation of coronal microleakage in endodontically treated teeth. Part I. Time periods. *J Endod* 1987; 13:56-9.
197. Plasmans PJJ, Visseren LGH, Vrijhoef MMA. In vitro comparison of dowel and core techniques for endodontically treated molars. *J Endod* 1986; 12:382-7.
198. Marshak BL, Helft H, Filo R. Factors mitigating against the use of dowels in endodontically treated teeth. *Quintessence Int* 1988; 19:417-21.
199. Nathanson D, Ashayeri N. Effects of a new technique. *J Calif Dent Assoc* 1988; 16:27-31.
200. Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effect of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1992; 68:421-7.
201. Becciani R, Castellucci A, Gori S. Ricostruzione postendodontica dei denti compromessi. Aspetti biomeccanici. *Dental Cadmos* 2004; 2:I-XXI.
202. Becciani R, Castellucci A. La biomeccanica del dente trattato endodonticamente. Implicazioni cliniche. *Dental Cadmos* 2002; 1:15-32.
203. Duret B, Reynaud M, Duret F. Un nouveau concept de reconstitution corono-radicaire: le Composi-post (2). *Chir Dent France* 1990b; 60(542):69-77.
204. Duret B, Reynaud M, Duret F. Interet des materiaux a structure unidirectionnelle dans les reconstitutions corono-radicales. *J Biomat Dent* 1992; 7:45-7.
205. Duret B, Duret F, Reynaud M. Long-life physical property preservation and postendodontic rehabilitation with the composipost. *Compend Contin Educ Dent Suppl* 1996; 20:50-6.
206. Gher ME, Dunlap RM, Anderson MH, Kuhl LV. Clinical survey of fractured teeth. *J Am Dent Ass* 1987; 114:174-7.

207. Tamse A. Iatrogenic vertical root fractures in endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol* 1988; 4:190-96.
208. Torbjörner A, Karlsson S, Syverud M, Hensten-Pettersen A. Carbon fiber reinforced root canal posts. Mechanical and cytotoxic properties. *Eur J Oral Sci* 1996; 102:605-11.
209. Assif D, Bitenski A, Pilo R, Oren E. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. *J Prosthet Dent* 1993; 69:36-40.
210. Gargari M, Befera A, Ottria L, Barlattani A. Perti endocanalari in carbonio e in oro. Analisi fotoelastica comparativa. *Dental Cadmos* 2002; 7:73-85.
211. King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth. *J Oral Rehabil* 1990; 17:599-609.
212. Purton DG, Payne JA. Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. *Quintessence Int* 1996; 27:93-7.
213. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 1999; 27:275-8.
214. Lee MC, Peppas NA. Models of mixture transport and mixture-induced stresses in epoxy composites. *J Compos Mater* 1993; 27:1146-71.
215. Grant TS, Bradley WL. In-Situ observations in SEM of degradation of graphite/epoxy composite materials due to seawater immersion. *J Compos Mater* 1995; 29:852-67.
216. Mannocci F, Sherriff M, Watson TF. Three-point bending test of fiber posts. *J Endod* 2001; 27:758-61.
217. Van Krevelen DW, Hoftyzer PJ. *Properties of polymers* Ed. 2nd. Amsterdam: Elsevier Scientific Publishing Company; 1976.
218. Gere JM, Timoshenko SP. *Mechanics of materials* Ed. 2nd. Boston: PWS Engineering; 1984.
219. Lassila LVJ, Nohrstrom T, Vallittu PK. The influence of short-term water storage on the flexural properties of unidirectional glass fiber-reinforced composites. *Biomaterials* 2002; 23:2221-9.
220. Lassila LVJ, Tanner J, Le Bell AM, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mat* 2004; 20:29-36.
221. Drummond JL, Bapna MS. Static and cyclic loading of fiber-reinforced dental resin. *Dent Mat* 2003; 19:226-31.
222. Lambjerg-Hansen H, Asmussen E. Mechanical properties of endodontic posts. *J Oral Rehab* 1997; 24:882-7.

*La riproduzione parziale o totale dei Rapporti e Congressi ISTISAN
deve essere preventivamente autorizzata.
Le richieste possono essere inviate a: pubblicazioni@iss.it.*

*Stampato da Tipografia Facciotti srl
Vicolo Pian Due Torri 74, 00146 Roma*

Roma, giugno 2005 (n. 2) 6° Suppl.