

\*Sandro Rengo  
 \*\*Antonio Apicella  
 \*Pietro Ausiello  
 \*Maurizio Morra  
 \*\*Luigi Di Palma

Università degli Studi di Napoli "Federico II"  
 \*Istituto delle Discipline Odontostomatologiche  
 Cattedra di Odontoiatria Conservatrice  
 Titolare: Prof. Sandro Rengo  
 \*\*Dipartimento di Ingegneria dei Materiali e  
 della Produzione  
 Titolare: Prof. Antonio Apicella

Corrispondenza:  
 Prof. Sandro Rengo  
 Università di Napoli "Federico II"  
 Istituto delle Discipline Odontostomatologiche  
 Via S. Pansini, 5 - 80131 Napoli  
 Tel. 081.7462089 - Fax 081.7462197

## Importanza dell'interfaccia elastica nel restauro degli elementi dentari trattati endodonticamente con perni in fibra di carbonio

The important of the elastic interface in endodontically treated teeth restorations by carbon fiber posts

### RIASSUNTO

Gli autori, dopo aver esaminato le problematiche legate al trattamento endodontico, sottolineano la necessità e l'importanza di ottenere un'interfaccia flessibile tra la superficie del perno in fibre di carbonio, comunemente utilizzato come mezzo ritenitivo estrinseco nel restauro degli elementi dentari trattati endodonticamente, e la superficie dentinale del canale radicolare, al fine di una ottimale distribuzione degli stress. Per tale scopo è stata impiegata l'analisi agli elementi finiti (F.E.A.) che ha consentito, mediante simulazione di un modello tridimensionale di incisivo centrale superiore, di visualizzare la distribuzione a livello radicolare degli stress, generati dal carico masticatorio, sugli elementi dentari trattati endodonticamente e poi restaurati con l'utilizzo di perni in fibra di carbonio, sia con la presenza di un'interfaccia elastica tra perno e dentina radicolare che in assenza di essa. I risultati hanno confermato l'importanza di avere un'interfaccia flessibile, tra perno e dentina, che funga da "ammortizzatore" o "rompiforze" delle tensioni, che sollecitano il sistema restaurato, le quali in assenza di suddetta interfaccia si distribuirebbero in maniera non omogenea a livello della dentina, causando così zone di accentrimento di stress con un elevato rischio di frattura.

**Parole chiave:** Trattamento endodontico. Perno in fibra di carbonio. Cemento adesivo.

### ABSTRACT

The authors underline the necessity and the importance to obtain a flexible area to release stresses between carbon fiber post and dentin, in endodontically treated teeth. To obtain an homogeneous distribution of stresses into the dentin of root, it was produced by the F.E.A. (Finite Elements Analysis) a 3D upper incisor model able to simulate the restoration performance under

stressing conditions. It was possible to compare the distribution of stresses into dentin with the presence and the absence of a flexible interface between post and dentin. The results show that, for an optimal distribution of stresses without concentration on critical area of root, it appear of interest the presence of a flexible adhesive resin cement between post and dentin.

**Key words:** Endodontical treatment. Carbon fiber post. Adhesive cement.

### INTRODUZIONE

Il trattamento endodontico riduce la resistenza alla frattura dell'elemento dentario di circa il 5% rispetto ad un dente sano. Inoltre, nei casi in cui siano state preparate anche delle cavità di II classe MOD, fatto questo molto comprensibile e conseguente alla patologia cariosa ed alle procedure endodontiche e conservative che impongono nuove geometrie prima di inserire i materiali da restauro, la resistenza finale dell'elemento dentario è ridotta drasticamente del 69% (1). Tali conseguenze, pertanto, sono legate sia ai cambiamenti fisiopatologici dovuti alla perdita del tessuto pulpare e, quindi, della umidità interna del dente, che alle modifiche dell'architettura naturale dei tessuti dentari mineralizzati, l'arco gotico della dentina e dello smalto, che necessariamente il trattamento endodontico impone e che la patologia traumatica o cariosa hanno determinato (2). Nasce, dunque, in tali situazioni la necessità terapeutica di risolvere il problema "resistenza" del dente e contemporaneamente quello di "ritenzione" del materiale da restauro. Nel restauro degli elementi dentari trattati endodonticamente ancora oggi, da quasi cento anni, si ricorre al valido impiego dei sistemi estrinseci di ritenzione come ancoraggio endocanalare. Come però dimostrato da Sorensen et coll. (3), i perni endocanalari prefabbricati sicuramente rappresentano un valido sistema ritenitivo ma non altrettanto sicuro se rapportato alla necessità di rinforzare la struttura dentaria residua. Infatti, non emerge alcun incremento

significativo della resistenza alla frattura per gli elementi dentari trattati endodonticamente e poi "rinforzati" con perni metallici rispetto ad elementi dentari ricostruiti senza alcun tipo di ancoraggio endocanalare. Alcuni autori, inoltre, (4) hanno evidenziato *in vitro* che la ricostruzione adesiva in alcune tipologie di denti trattati endodonticamente da sola era sufficiente a garantire la resistenza necessaria alla struttura dentale residua (5). In realtà l'utilizzo di perni metallici prefabbricati cementati con materiali tradizionali e frizionanti nella dentina poiché rappresenta un potenziale, e considerando i lavori *in vitro* offerti dalla ricerca, più verosimilmente, un reale pericolo di frattura delle strutture dentarie residue, è stato radicalmente rivisto. Infatti, l'assemblaggio di materiali diversi dal punto di vista fisico (elasticità) rispetto ai tessuti dentari genera delle zone di accentrimento degli stress a livello della superficie di dentina canalare (6) con una disomogenea distribuzione degli stessi. Ricordiamo che da studi con la metodica agli elementi finiti di tali sistemi il componente più rigido (perno) resiste alle sollecitazioni trasferendo gran parte del carico sul componente meno rigido (dentina) a livello dell'interfaccia tra i due componenti stessi (7). È proprio la zona di interfaccia quella più critica dal punto di vista della distribuzione degli stress generati dal carico masticatorio. Essendo questa area la superficie di incontro tra materiali dal comportamento e proprietà fisiche differenti, quando essi vengono sollecitati meccanicamente, si hanno zone di accentrimento di stress che possono generare degli inneschi di frattura, i quali a loro volta possono evolvere nel tempo in una frattura completa della radice (8) (9). In tal senso, sarebbe auspicabile impiegare materiali da restauro con modulo di elasticità piuttosto basso al fine di ammortizzare, cioè di assorbire, gli stress del carico masticatorio, evitando che il tutto vada a concentrarsi a livello della dentina radicolare (un po' quello che accade naturalmente tra radice e osso grazie alla presenza del legamento parodontale).

Alla luce di tali considerazioni non potendo modificare le caratteristiche fisiche della dentina e potendo agire poco sul modulo di

Rengo S, Apicella A, Ausiello P, Morra M, Di Palma L. Importanza dell'interfaccia elastica nel restauro degli elementi dentari trattati endodonticamente con perni in fibra di carbonio. *G It Endo* 1998; 4: 216-221

elasticità dei perni, abbiamo ritenuto opportuno verificare il comportamento dell'interfaccia perno-dentina utilizzando dei perni in fibra di carbonio (PFC) il cui modulo di elasticità è relativamente più basso rispetto a quello dei perni metallici, adoperando un cemento (resinoso) di gran lunga più elastico rispetto ai cementi tradizionali (10) e dotato anche di proprietà adesive sulla dentina.

## MATERIALI E METODI

Lo scopo del nostro lavoro è stato quindi quello di valutare mediante l'analisi agli elementi finiti (FEA Analysis), la variazione di distribuzione degli stress, generati dalla masticazione, in rapporto al tipo di interfaccia (dentina-perno) presente negli elementi dentari trattati endodonticamente e restaurati con l'impiego di perni in fibra di carbonio. Sono stati realizzati due modelli CAD tridimensionali (semplice e complesso) di incisivo centrale superiore nei quali è stato modellato un perno in fibra di carbonio (diametro in punta 1.2 mm) inserito ad una profondità di circa 10 mm.

I due modelli sono differenti per geometria,

infatti il modello semplice (Figg. 1 e 2) si presenta come un solido di rotazione pur conservando le principali caratteristiche anatomiche dell'elemento dentario, oggetto dello studio. Il modello complesso invece è realizzato seguendo fedelmente l'anatomia tipica di un incisivo centrale superiore (Fig. 4) (11). Questa dualità di modellazione nasce, come vedremo successivamente, per esigenza di versatilità di calcolo.

### MODELLAZIONE FEM

Le analisi FEM sono condotte con il software Ansys 5.3; esse coinvolgono due tipologie di modelli dentari nei quali si esaltano rispettivamente le caratteristiche di versatilità di una modellazione geometrica semplice ma più deficiente dal punto di vista della modellazione delle reali geometrie dentarie e il rigore dei risultati avuti utilizzando un modello cosiddetto complesso al quale appartengono però delle complicazioni di calcolo che in fase preliminare, di messa a punto dell'analisi, sono inutili.

Le geometrie realizzate sono entrambe tridimensionali: quella semplice si presenta assialsimmetrica, quella complessa invece è ricavata da curve sezione di un incisivo mascellare secondo piani orizzontali e verticali. Le discretizzazioni dei modelli semplice e complesso in brick esaedrici a 8

nodi con le relative informazioni sui modelli FEM sono analizzabili nelle figure 1, 2, e 4. È importante fare una precisazione riguardante la precisione dei risultati espressi da un assegnato modello e la precisione in sé di un modello.

Infatti mentre la prima affermazione riguarda l'errore dovuto alla discretizzazione del modello la quale è funzione della sola topologia di mesh, la precisione in sé di un modello esprime invece la maggiore o minore "qualità" dello stesso di modellare la realtà.

In questo senso il modello complesso è più preciso di quello semplice mentre i risultati ottenuti sui due modelli sono entrambi attendibili poiché valutati su mesh a minore errore energetico.

Agli elementi del modello FEM rappresentanti i diversi tessuti dell'elemento dentario sono state applicate le loro caratteristiche

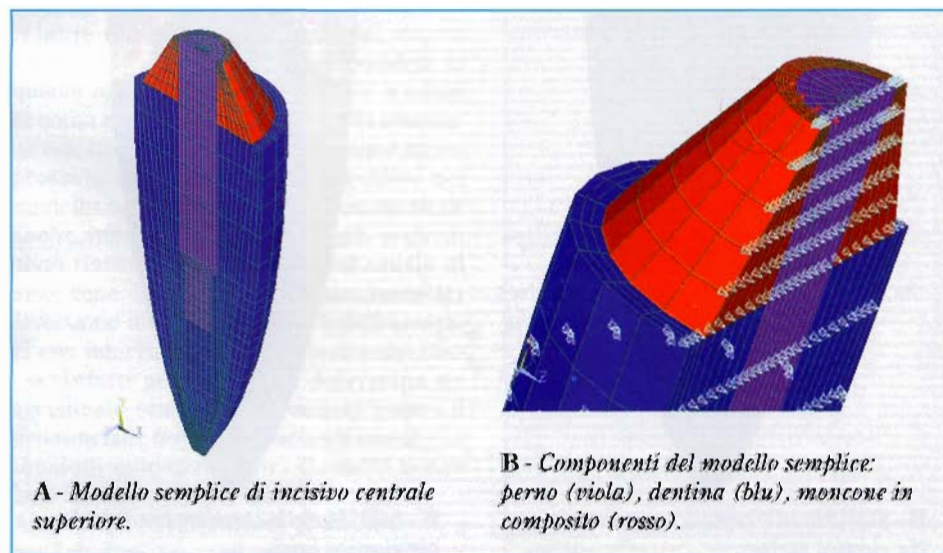


Fig. 1 - Status del sistema. Nodi:4602. Elementi:4382.

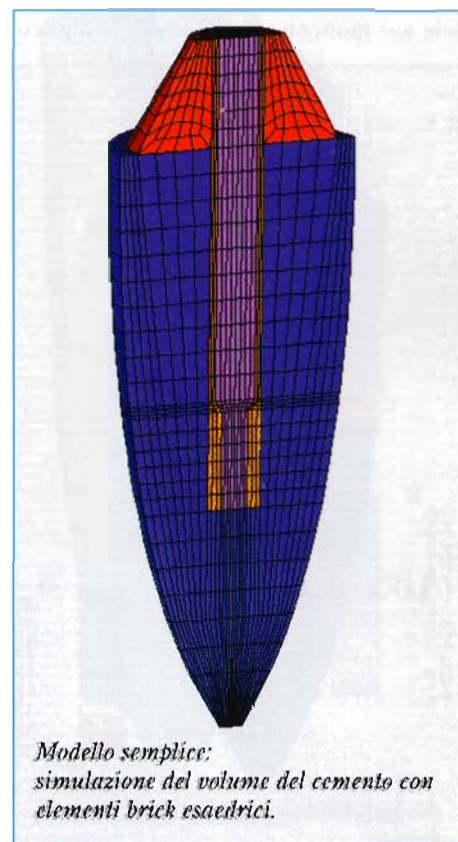


Fig. 2 - Status del sistema. Nodi: 6573. Elementi: 5844. Materiali: 4.



Dentina	Corona in oro	Perno	Cemento
E=18 GPa	E=70 GPa	$E_x=118$ GPa	E=8 GPa
$\nu=0.31$	$\nu=0.33$	$E_y=7.2$ GPa	$\nu=0.28$
		$E_z=7.2$ GPa	
		$\nu_{xy}=0.27$	
		$\nu_{yz}=0.34$	
		$\nu_{zx}=0.27$	
		$G_{xy}=2.4$ GPa	
		$G_{yz}=3.6$ GPa	
		$G_{xz}=2.4$ GPa	

Tab. 1

elastiche reali secondo i valori della tabella 1. Nell'ambito dell'interfaccia elastica abbiamo eseguito un'analisi con simulazione del volume di cemento (0.2 mm di spessore) con elementi tridimensionali "brick esadrici" (Fig. 2), i quali si sviluppano concentricamente al perno, ed un'analisi in cui veniva simulato soltanto l'effetto elastico prodotto all'interfaccia dal cemento mediante l'impiego di elementi "spring" (molle unidirezionali). L'analisi con simulazione del volume del cemento è sicuramente più accurata ma presenta l'inconveniente di dover aumentare il numero di elementi costituenti il modello, dunque per una maggiore versatilità di calcolo abbiamo ritenuto opportuno eseguire l'analisi, per quest'ultimo caso, sul modello semplificato.

Infine le condizioni di carico e vincolo sono così state assegnate: forza di 10 N orizzontale sul moncone del modello semplice,

risultante di 10 N la cui direzione forma un angolo di  $125^\circ$  con l'asse dell'elemento dentario sulla superficie palatale della corona del modello complesso e per entrambi i modelli sono stati impediti tutti gli spostamenti ai nodi appartenenti ai 2/3 della superficie esterna della radice così come è nella realtà essendo il dente inserito per tale lunghezza della radice nell'osso.

Ricordiamo che il valore della forza è poco rilevante poiché andiamo ad investigare la distribuzione degli stress e non i loro valori assoluti, peraltro facilmente calcolabili essendo l'analisi da noi eseguita di tipo lineare.

## RISULTATI

Si è scelto come unità di confronto la tensione di Von Mises (SQV) che esprime un valore di tensione correlabile con l'energia di distorsione locale della struttura. Inoltre tale unità di confronto ci consente di stimare in maniera univoca le tensioni agenti sulla struttura nonostante lo stato tensionale sia rappresentato da tutte le componenti speciali di tensione. Tali valori di stress sono espressi in MPa e, come rappresentato dalla scala valori, a ciascuna colorazione corrisponde un determinato valore di stress: partendo infatti dalla colorazione rossa, che corrisponde ai valori più alti, si giunge a colorazioni tendenti al blu che corrispondono al valore di stress più basso.

Nella figura 3 sono riportate le distribuzioni

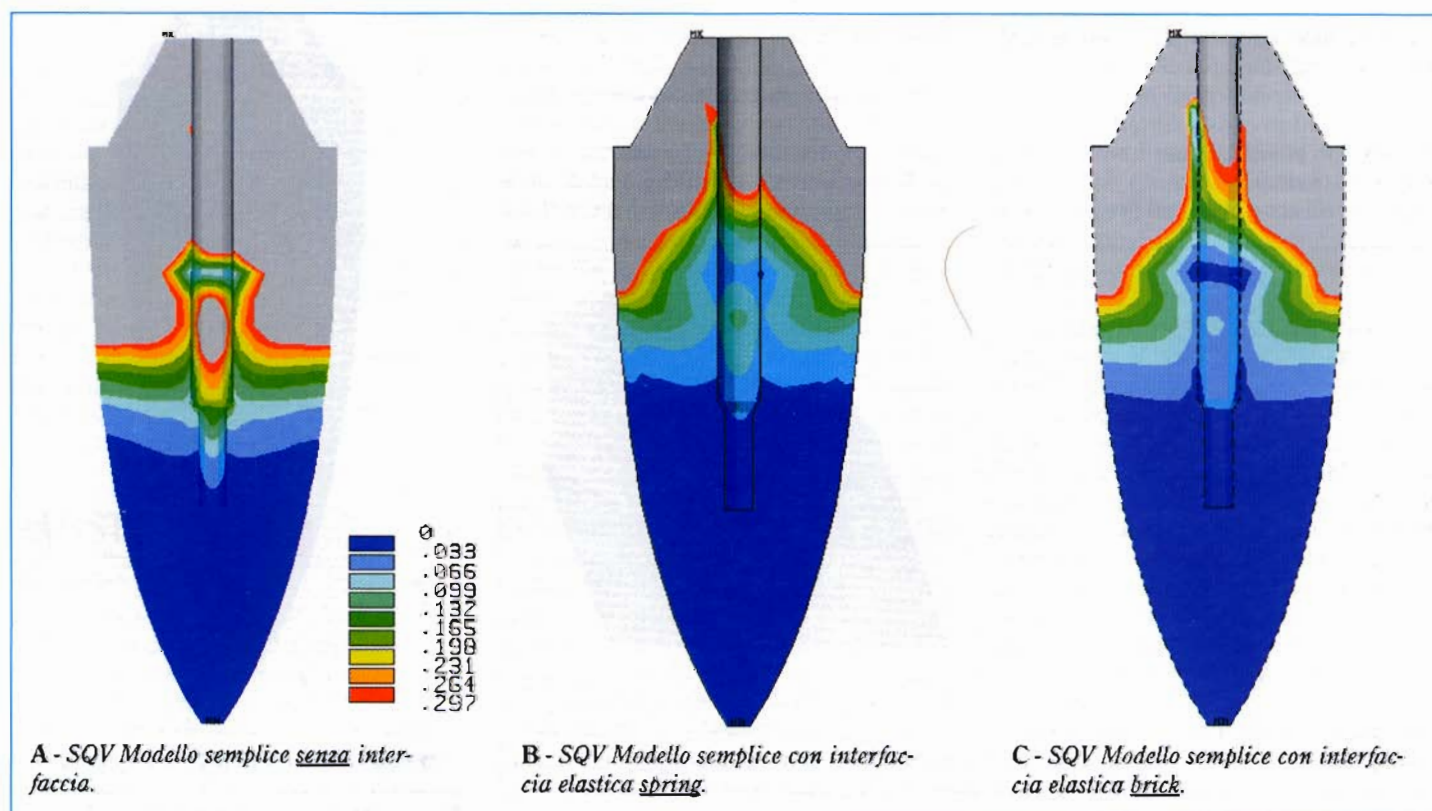


Fig. 3 - Risultati (tensioni di Von Mises (MPa)).

degli stress (SQV) rispettivamente nei modelli con interfaccia rigida, elastica modellata con spring ed elastica modellata con brick esadrici per il modello semplice. In particolare viene mostrato l'andamento degli stress nella regione rappresentante la dentina dei tre modelli con evidenza ai valori di stress a ridosso del canale di inserzione del perno. Si notano ampie zone scariche (tensioni nulle) in prossimità della zona bassa della radice per tutti i modelli semplici presentati, mentre nella zona alta le SQV assumono valori non trascurabili. I valori mostrati sono volutamente limitati ad un massimo di 0,297 MPa in modo da leggere le differenze di distribuzioni per i tre modelli nel canale di inserzione del perno. Ulteriormente è bene sottolineare che sebbene nelle zone in grigio si raggiungono valori più alti del fondoscala che si è fissato, essi non superano mai quelli critici di rottura della dentina (circa 50 MPa).

È immediato, a questo punto, riscontrare come nei modelli con interfaccia elastica vi sia una migliore distribuzione delle SQV nella regione di dentina a ridosso del canale di inserzione del perno ed un allargamento delle zone a tensione nulla (aree in blu) in prossimità di tale canale. Più precisamente il modello simulante l'interfaccia elastica tramite elementi tridimensionali risulta mostrare la migliore situazione possibile in quanto in esso si producono delle tensioni di entità assai modesta rispetto alla situazione con interfaccia rigida e comunque molto prossima alla distribuzione di tensioni nel modello con spring che in tal modo viene anche validato. Le differenze più evidenti sono riscontrabili al centro del canale di inserzione dove si determina una completa inversione di tendenza tra i modelli semplici con interfaccia elastica e senza interfaccia. Infatti per i primi si determina un accentuato scarico delle tensioni contro il pronunciato e dannoso accentrimento di tensioni evidenziato nel modello senza interfaccia.

Analoghe considerazioni si possono fare per i risultati, espressi sempre in termini di SQV, per il modello complesso con e senza interfaccia (Fig. 5). La radice di tale model-

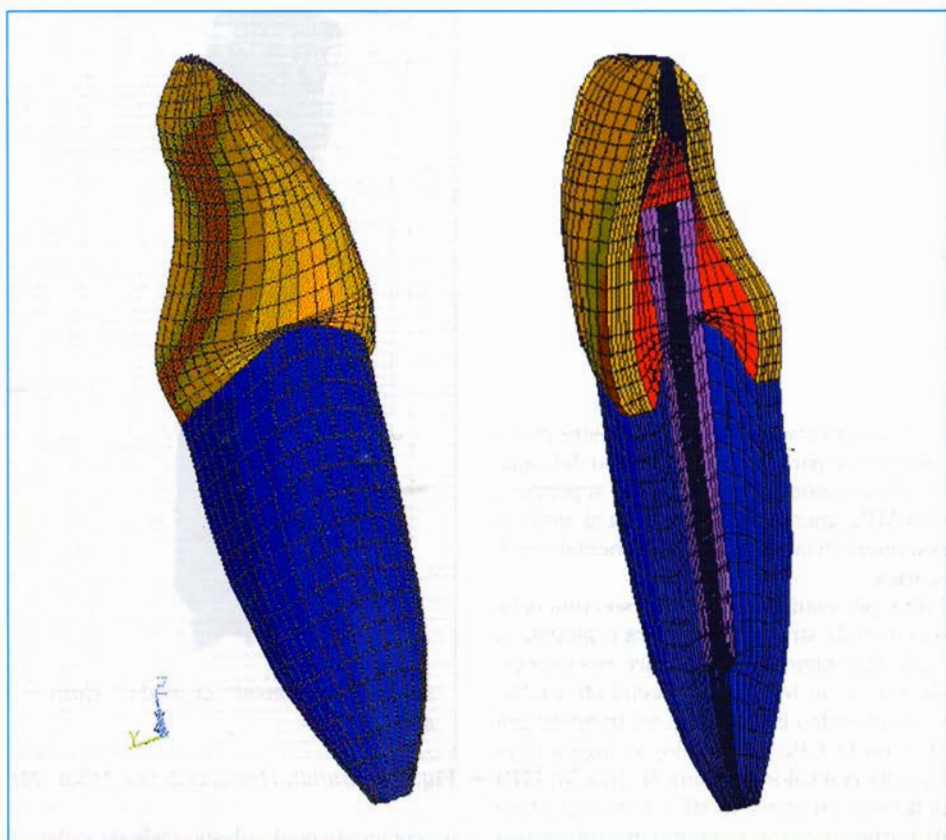


Fig. 4 - Particolare del modello complesso con i suoi componenti: perno (viola), dentina (blu), moncone in composito (rosso), corona in oro (giallo) ed indicazione del carico applicato.

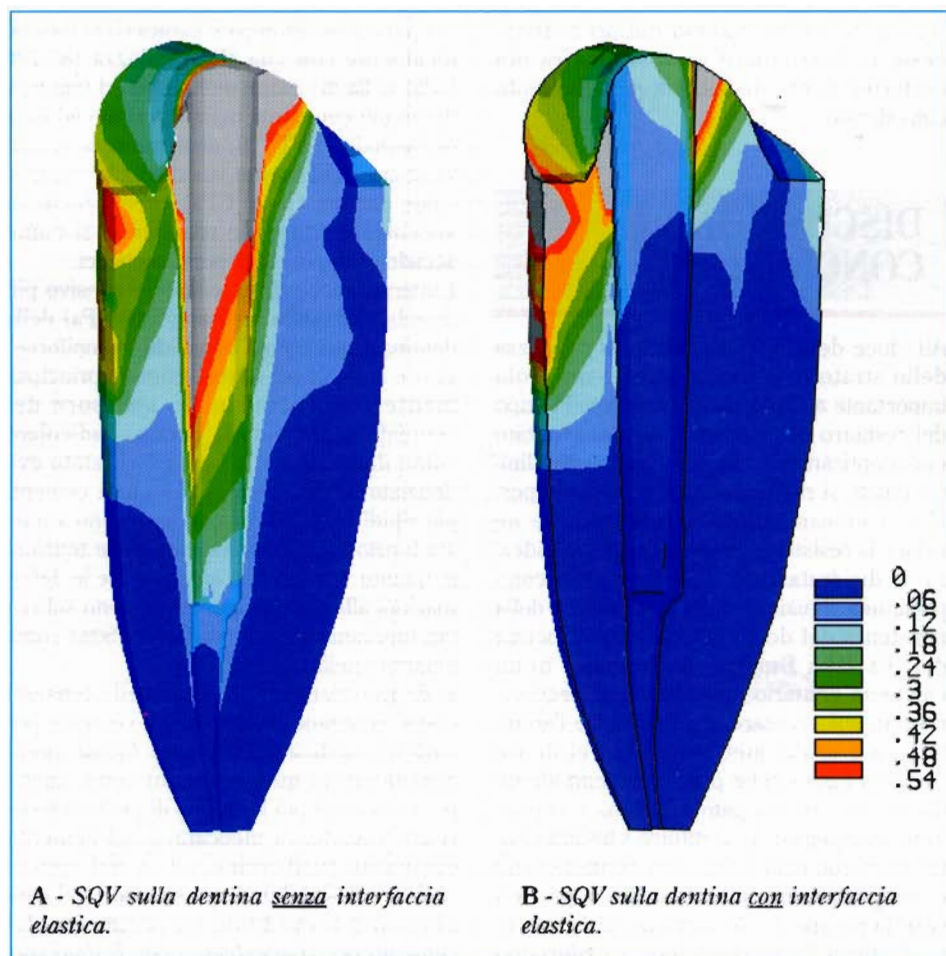


Fig. 5 - Risultati [tensioni di von Mises (MPa)].



lo senza interfaccia elastica si mostra molto carica nella parte interna a ridosso del canale di inserzione del perno (valori superiori a 0,54 MPa) mentre quella relativa al modello con interfaccia elastica è fondamentalmente scarica.

Infine per confrontare il diverso comportamento della struttura protesica realizzata si vuole direttamente evidenziare cosa succede in termini tensionali in cementi a differente modulo elastico (Fig. 6). In quello più elastico (8 GPa di modulo) si ingenerano tensioni con valori massimi di circa 3,6 MPa nelle regioni alte a cavallo della superficie di taglio, mentre si evidenzia una quasi completa assenza di stress nelle rimanenti regioni. Nel più rigido (18 MPa di modulo) invece si osservano valori massimi di tensioni di 1,8 MPa ed una distribuzione di SQV nettamente diversa dal precedente caso, in particolare essa si mostra più uniformemente distribuita nell'elemento considerato.

## DISCUSSIONE E CONCLUSIONI

Alla luce dei risultati ottenuti la rigidità dello strato di cemento riveste un ruolo importante ai fini della resistenza nel tempo del restauro dell'elemento dentario trattato endodonticamente. In tale condizione clinica, infatti, si realizza a suo carico un importante cambiamento fisiopatologico che ne riduce la resistenza e ne aumenta la rigidità: la disidratazione. Tale fenomeno comporta una riduzione della flessibilità e della resistenza del dente quantificata all'incirca del 10% (12). Dunque, nel restauro di un elemento dentario devitalizzato è necessario non solo cercare di ripristinare l'architettura e le geometrie solide del dente (perse a causa delle procedure endodontiche e dei processi patologici) ma è soprattutto indispensabile sostituire i tessuti dentali persi con materiali aventi caratteristiche e comportamento biomeccanici opportuni così da recuperare le funzioni cui l'elemento dentario deve rispondere. Ci riferiamo quindi all'utilizzo di materiali che abbiano

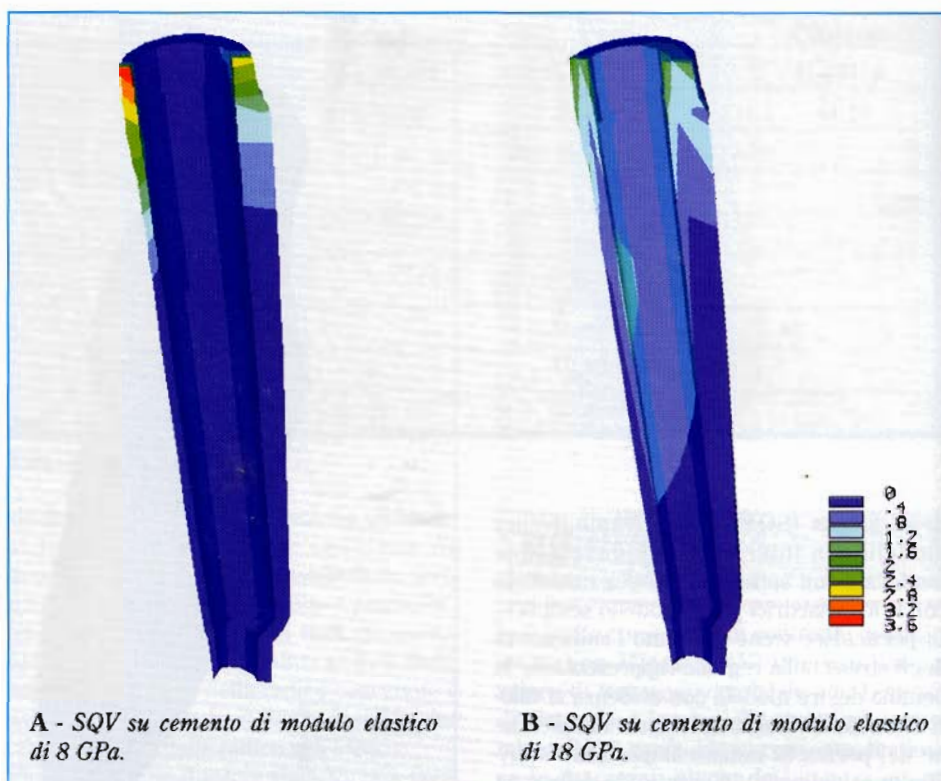


Fig. 6 - Risultati [tensioni di von Mises (MPa)].

un comportamento elastico tale da evitare il sovraccarico della dentina disidratata ammortizzando gli stress derivanti da sollecitazioni esterne masticatorie ed accidentali. L'utilizzo di perni in fibra di carbonio, la cui natura ortotropica li caratterizza meccanicamente con una alta rigidità (80-100 GPa) nella direzione delle fibre ed una rigidità più contenuta nella direzione ad essa ortogonale (7-8 GPa), determina, se questi vengono rigidamente vincolati alla più flessibile dentina (18-20 GPa), aree critiche di accentrimento delle tensioni così come accade con i più rigidi perni metallici.

L'interposizione di un cemento adesivo più flessibile (modulo di Young 7-10 GPa) della dentina, rappresenta un valido "rompiforze" grazie al quale gli stress vengono principalmente concentrati nello spessore del cemento scaricando la dentina radicolare come illustrato nella figura 3. È stato evidenziato dalla nostra analisi che i cementi più rigidi (18-20 GPa) non assolvono a questa funzione di assorbimento delle tensioni in quanto, trasferendo le tensioni e le deformazioni alla dentina, risultano meno sollecitati meccanicamente (anche del 50%) come illustrato nella figura 6.

È da ricordare che i valori delle tensioni che si generano nello strato di cemento per carichi masticatori ordinari (quali quelli considerati in questo studio) sono, anche per i materiali più flessibili, di molto inferiori alla resistenza meccanica del cemento composito (dell'ordine del 5% nel caso di cemento flessibile). A questi valori dei carichi non è prevedibile un cedimento del cemento per affaticamento che è stato sperimentalmente stimato avvenire per carichi

ciclici superiori al 30% della resistenza ultima del composito adesivo.

C'è da evidenziare, infine, che non è esclusivamente il modulo di elasticità del materiale composito che determina la rigidità dello strato di cemento ma deve essere anche tenuta in conto l'influenza dello spessore dello strato stesso.

La principale indicazione nell'utilizzo dei cementi resinosi adesivi nel fissaggio dei perni endodontici in fibra di carbonio è legata alla capacità del materiale a farsi carico delle sollecitazioni meccaniche derivanti da carichi esterni. Nella scelta del cemento adesivo è auspicabile, quindi, indirizzarsi su materiali più flessibili della dentina e caratterizzati da una alta "resilienza" cioè dalla loro alta capacità di assorbire l'energia di deformazione prima di giungere alla rottura.

Altre soluzioni che prevedano un allontanamento delle tensioni indotte da carichi esterni, quali quelli da noi considerati, dallo strato interno di cemento che circonda il perno in fibra di carbonio alla più fragile dentina esterna andrebbero a caricare la parte più debole del sistema restaurato (perno cemento composito dentina) aumentando le possibilità di frattura radicolare.

## BIBLIOGRAFIA

1. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endodon* 1989; 15: 512-6
2. Reeh ES, Douglass WH, Messer HH. Stiffness of endodontically treated teeth related to restoration technique. *J Dent Res* 1989; 11: 1540-4.
3. Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1984, 51: 780
4. Wendt SL, Harris BM, Hunt TE. Resistance to cusp fracture in endodontically treated teeth. *Dent Mater* 1987; 3(5): 232-5
5. Ausiello P, Morra M, Valletta A, Rengo S. Restauro adesivo dopo trattamento endodontico: risultati preliminari. *Dental Cadmos* 1996; 14: 42
6. Peters MCRB, Poort HW, Farah JW, Craig RG. Stress analysis of a tooth restored with a post and core. *J Dent Res* 1983; 62: 760-3
7. Cailleteau JG, Rieger MR, Akin JE. A comparison of intracanal stresses in a post-restored tooth utilizing the finite element method. *J Endodon* 1992; 18: 540-4
8. Rovatti L, Dallari A. *I perni endocanalari*. II ed., Edizioni Martina Bologna, 1996
9. Lambjerg H, Asmussen E. Mechanical properties of endodontic posts. *J Oral Rehabil* 1997; 24: 882-887
10. Ching-Chang KO, Chung-sheng CHU, Kwok-Hung Chung, Maw-Chang Lee. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 421-7
11. Wheeler RC. *Anatomia funzionale del dente e l'occlusione*. Milano: Edi Ermes, 1978
12. Boyle PE. *Kronfeld's Histopathology of the teeth*. Ed. Philadelphia: Lea & Febiger, 1955