

Francesco Mangani*
Chiara Sigalot*
Lidia Agostinelli*
Carlo Brutti**
Luigi Reccia**

Università degli Studi di Roma "Tor Vergata"
*Dipartimento di Scienze Odontostomatologiche
Corso Integrato di Odontoiatria Conservativa
Odontoiatria Restaurativa II e III
Responsabile Didattico:
Prof. Francesco Mangani
**Dipartimento di Ingegneria Meccanica
Corso Integrato di Progettazione Meccanica e
Costruzione di Macchine
Responsabile Didattico: Prof. Carlo Brutti

Corrispondenza:
Prof. Francesco Mangani
Via G. Del Monte, 61
00197 Roma

Pervenuto in Redazione il 16 maggio 2005
Accettato per la pubblicazione il 7 giugno 2005

Analisi mediante modelli a elementi finiti (FEA) della distribuzione degli stress da carico nel restauro degli elementi anteriori trattati endodonticamente.

Parte I: il restauro diretto mediante resine composite

A finite-elements analysis (FEA) of stress patterns under load in restorations of endodontically treated teeth. Part I: direct composite restorations.

RIASSUNTO

Scopo: scopo di questo lavoro è la valutazione della validità biomeccanica delle differenti soluzioni terapeutiche di natura conservativa e protesica per la riabilitazione degli elementi anteriori trattati endodonticamente.

Metodologia: è stata eseguita una valutazione comparativa, svolta mediante analisi di modelli ad elementi finiti (FEA), dello stato di stress presente nell'incisivo centrale superiore trattato endodonticamente con due diverse tipologie di restauro:

- ricostruzione diretta in composito estesa per 3 mm internamente al canale radicolare;
- ricostruzione diretta in composito con perno in fibra di vetro.

Risultati: i due modelli sperimentali esaminati risultano entrambi validi a livello biomeccanico, in quanto gli elementi restaurati presentano valori di tensione di Von Mises simili al dente naturale.

Conclusioni: entrambe le possibilità terapeutiche si sono mostrate valide; va inoltre rilevato che lo sforzo nel perno è praticamente insensibile alla tipologia di ricostruzione ma che, pur svolgendo la sua funzione di ritenzione del materiale, presenta comunque l'evidente potenzialità negativa di trasmettere stress alla dentina radicolare residua.

Parole chiave:
Analisi mediante elementi finiti, restauri, resine composite, perni.

ABSTRACT

Aim: the aim of the present work is to evaluate biomechanics of different direct and non-direct restorations for the endodontically treated incisors.

Methodology: a finite-elements analysis (FEA) of stress patterns under load of endodontically treated upper incisor was performed in two different clinical cases:

- direct composite restoration extended 3 mm in the coronal part of the root canal (with no fiber post);
- direct composite restoration with glass fiber post.

Results: the two different experimental models (with and without fiber post) both showed satisfactory biomechanical behaviour, since all restored teeth showed Von Mises tensile values similar to the natural tooth.

Conclusions: both restorations allowed clinically acceptable results; it is interesting to note that stress in the post is not dependent on the type of restoration. The glass fiber post helps retention, but it can transmit stress on the residual radicular dentine.

Key words:
Finite-elements analysis, restoration, composite resin, posts.

INTRODUZIONE

Scopo di questo lavoro è la valutazione della validità biomeccanica delle differenti soluzioni terapeutiche di natura conservativa e protesica per la riabilitazione degli elementi anteriori trattati endodonticamente.

L'evoluzione dei materiali dentari e delle tecniche operative consente oggi un notevole successo clinico nel restauro di quei denti la cui integrità naturale risulti parzialmente compromessa da processi patologici o eventi traumatici. Le diverse opzioni di intervento, sia in termini di scelta dei materiali sia in termini di forma e dimensioni delle superfici da preparare, vengono oggi selezionate sulla base dell'esperienza clinica dell'operatore e dell'esame della tipologia strutturale della parte residua del dente. In realtà, oltre a tutte le problematiche di tipo biologico e medico, uno degli elementi che può compromettere o assicurare il successo dell'intervento terapeutico scelto è la resistenza meccanica dell'insieme, costituito dalla parte naturale del dente accoppiata meccanicamente alla parte ricostruita.

È evidente quindi quanto possa risultare utile, e a volte addirittura indispensabile, valutare comparativamente, in modo quantitativo, la distribuzione degli stress da carico nelle diverse tipologie di intervento. Attualmente sono disponibili diverse metodiche di natura conservativa e protesica

(1) per il ripristino di una corretta funzione masticatoria e un adeguato livello estetico e in questa ottica il presente studio, finalizzato alla ricerca di una predicibile affidabilità meccanica, si propone di valutare comparativamente lo stato di sforzo meccanico, e quindi la resistenza ottenibile, mediante le seguenti soluzioni per il restauro di un elemento anteriore trattato endodonticamente:

1. ricostruzione diretta in composito estesa per 3 mm internamente al canale radicolare;
2. ricostruzione diretta in composito con perno in fibra;
3. restauro con perno in fibra, prericostruzione con composito e faccetta in ceramica;
4. restauro con perno in fibra, prericostruzione con composito e faccetta in composito;
5. restauro con perno in fibra, prericostruzione con composito e corona in ceramica integrale;
6. restauro con perno in fibra, prericostruzione con composito e corona in composito.

In questa prima parte verranno analizzate le due possibili soluzioni di restauro conservativo diretto (con e senza l'utilizzo a scopo ritentivo di un perno in fibra di vetro), mentre nella seconda parte l'analisi verterà sui restauri indiretti (*veneer* e *corone* in ceramica o composito).

È ormai noto, sia dall'esperienza clinica che dalla letteratura internazionale sull'argomento (2, 3), quanto, rispetto a un dente sano, un dente trattato endodonticamente presenti, soprattutto nei settori latero-posteriori, una diminuita capacità di resistenza dovuta essenzialmente ai seguenti motivi:

- la minore umidità della dentina residua che provoca un aumento di fragilità della struttura con maggiori rischi di frattura durante l'applicazione dei normali carichi funzionali (2, 3);
- il cambiamento dell'architettura dentale conseguente all'intervento, che diminuisce la resistenza strutturale intrinseca (3, 4);
- la minore quantità di dentina sana residua dopo la preparazione canalare, che riduce il livello di carico assorbibile dal dente (4, 5);
- la diversa composizione del collagene della matrice organica dentinale (4) che introduce una variazione delle caratteri-

stiche della struttura a detrimento della sua resistenza;

- la perdita della struttura coronale che varia in modo peggiorativo le condizioni di trasmissione del carico (4);
- la perdita della sensibilità nocicettiva, che può portare il dente a condizioni di carico del tutto anomale, normalmente evitate dal soggetto stesso (5).

Di contro, nel settore anteriore i rischi di frattura sono molto più bassi che nel settore posteriore per cui, se non esistono particolari esigenze cliniche estetiche, strutturali o funzionali che giustifichino l'approccio indiretto, appare logica la scelta di un restauro conservativo diretto (5, 6).

Come già accennato, un aspetto fondamentale dell'intervento restaurativo per i denti anteriori è la valenza estetica. A tale argomento sono stati dedicati notevoli sforzi (7, 8) sia per la definizione di un'adeguata classificazione cromatica, sia per studiare il comportamento dei diversi materiali nelle diverse condizioni di illuminamento (9-12). Le tecniche dirette si avvalgono di una procedura di stratificazione definita "anatomica", che guida l'operatore verso una corretta interpretazione del colore e della forma del dente, sfruttando il riferimento dato dalla struttura dentale residua. Mediante tale tecnica, con una programmazione razionale dello spessore e del volume degli strati da applicare, è possibile ottenere una naturale integrazione cromatica tra restauro e struttura dentale e, quindi, un risultato estetico sempre predicibile (7, 8).

Per quanto riguarda l'inserimento di un perno all'interno del canale radicolare di elementi anteriori trattati endodonticamente, è noto (5) che esso risulti un passaggio irrinunciabile solo nei casi in cui la sostanza dentale residua sia veramente esigua e, quindi, non sia sufficiente a garantire un'adeguata ritenzione del materiale da restauro o del manufatto protesico.

Le diverse soluzioni terapeutiche in funzione della quantità di tessuto coronale residuo e della posizione in arcata del dente possono essere così riassunte:

- la cavità di accesso e/o la perdita di una parete dell'elemento possono essere ricostruite con sistemi e con tecniche adesive dirette (5);
- qualora invece si verifichi una maggiore perdita di sostanza dentale, l'utilizzo di ritenzioni intracanalari, come perni in fibra cementati con tecnica adesiva, sembra essere la scelta di elezione.

MATERIALI E METODI

L'obiettivo del presente lavoro è la valutazione comparativa, svolta mediante analisi di modelli ad elementi finiti (FEA), dello stato di stress presente nell'incisivo centrale superiore trattato endodonticamente con due diverse tipologie di restauro:

- ricostruzione diretta in composito estesa per 3 mm internamente al canale radicolare;
- ricostruzione diretta in composito con perno in fibra di vetro.

Per tale studio sono stati utilizzati una resina composita microibrida (Enamel-Plus, Micerium), perni canalari in fibra di vetro con conicità 10% (Enamel-Post, Micerium), adesivo smalto-dentinale a polimerizzazione chimica (Ena-Bond) e cemento composito duale (Ena-Cem, Micerium).

La metodologia impiegata per l'esecuzione dello studio è quella di simulare, mediante modelli ad elementi finiti (per tale studio è stato utilizzato il preprocessor FEMAP e il codice FEM Nastran), il comportamento meccanico del dente, nelle sue varie configurazioni di ricostruzione da paragonare, applicando i carichi agenti nelle condizioni ritenute significative ai fini della resistenza e studiando gli stati di sforzo e deformazione conseguenziali (13).

Il comportamento dei materiali, sia biologici che artificiali, è stato assunto, nel costruire i modelli ad elementi finiti, di tipo elastico lineare con perfetta isotropia delle proprietà meccaniche. Tale assunzione, pur riconoscendo che esistono evidenze sperimentali che limitano per alcuni aspetti l'attendibilità di questo tipo di comportamento, è quella unanimemente riconosciuta come valida. Inoltre, la sua attendibilità risulta ulteriormente rafforzata dal fatto che lo studio è di tipo comparativo e si può quindi tollerare anche un piccolo grado di errore nella valutazione assoluta dei livelli di sforzo, purché il paragone tra le diverse tipologie di restauro sia fatto a parità di condizioni.

In generale le caratteristiche dei materiali che hanno interesse per lo studio in oggetto, e che devono essere implementate nei modelli numerici (14, 15), sono:

- le caratteristiche elastiche, quali modulo di Young e coefficiente di Poisson, necessarie per stabilire correttamente la legge costitutiva del materiale in campo elastico;

- le caratteristiche di resistenza, per poter valutare quanto lo stato tensionale indotto dai carichi esterni sia pericoloso rispetto al pericolo di rottura;
- il tipo di comportamento a rottura, cioè se duttile o fragile, per poter definire una metodologia di sovrapposizione degli effetti di un campo tensionale comunque complesso rispetto ai risultati delle prove di caratterizzazione meccanica, che sono ottenute con stati di sforzo semplici.

In base ai riferimenti bibliografici (14-16), sono state assunte le caratteristiche fisiche per i materiali biologici indicate nella Tabella 1.

Il punto più importante dell'analisi strutturale con il *metodo degli elementi finiti* (FEM) è la formulazione di un modello matematico costituito da elementi discreti, detti elementi finiti, equivalente alla struttura continua reale. I modelli FEM presentati in questa relazione si basano sulla ricostruzione in un ambiente CAD della geometria del dente sano. Attraverso una banca dati multimediale, è stato possibile ottenere opportune *mesh* di superfici, rappresentative dei denti considerati, basate su scansioni tridimensionali di elementi reali (Fig. 1).

Ciascuna *mesh* di superfici è stata importata nel pre-processor FEMAP 8.3, permettendo di definire il solido rappresentativo del dente stesso. Successivamente l'impiego di scansioni ottenute mediante TC, di sezioni di denti reali, nonché le nozioni fornite dagli atlanti di anatomia (16, 17), hanno permesso di suddividere i solidi nelle porzioni corrispondenti ai vari materiali biologici presenti, ovvero smalto, dentina e polpa (Fig. 2).

Dal modello geometrico del dente sano sono stati ricavati due modelli geometrici dei denti dotati di restauro:

- A) incisivo centrale superiore sottoposto a terapia canalare, restaurato con ri-

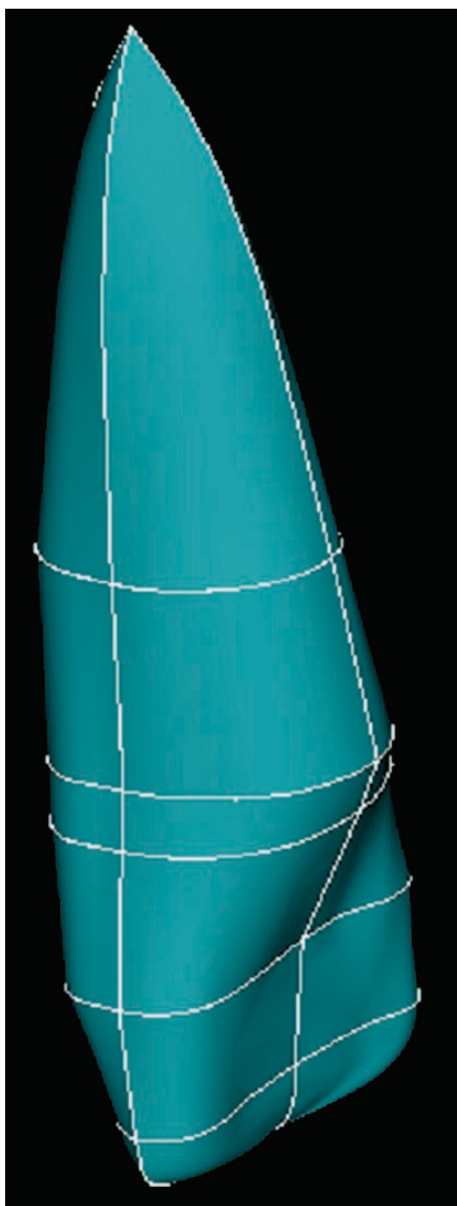


Fig. 1 - Mesh di superfici di un incisivo. Modello solido ricavato a partire da una geometria reale acquisita con tecniche di scannerizzazione tridimensionale.

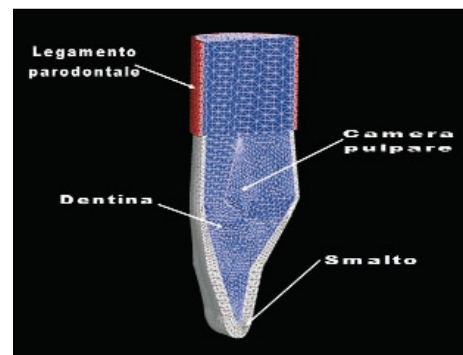


Fig. 2 - Distinzione dei materiali nel modello FEM.

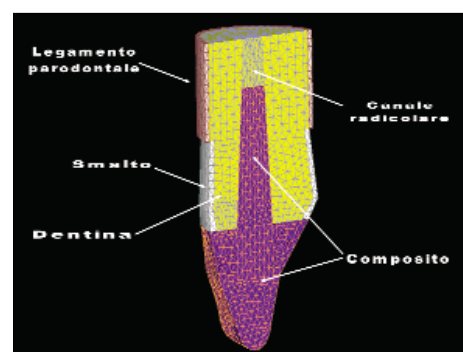


Fig. 3 - Distinzione dei materiali nel modello A.

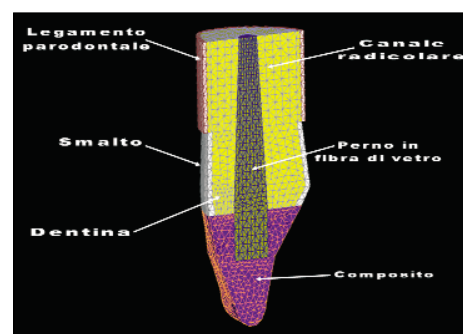


Fig. 4 - Distinzione dei materiali nel modello B.

Materiale biologico	Modulo di Young E	Coefficiente di Poisson N	Resistenza a trazione	Resistenza a compressione
Smalto	48 Gpa	0.23	10 Mpa	384 Mpa
Dentina	18 Gpa	0.2	48 Mpa	297 Mpa
Legamento	70 Mpa	0.4		

Tab. 1- Caratteristiche fisiche dei materiali biologici.

costruzione diretta in composito (Enamel-Plus HFO) estesa per 3 mm internamente al canale radicolare (Fig. 3);

- B) incisivo centrale superiore sottoposto a terapia scanalare e ricostruzione diretta in composito (Enamel-Plus HFO) con perno in fibra di vetro del diametro di 1,2 mm e conicità 10% (Enamel-Post) fino alla metà della lunghezza radicolare (Fig. 4). Per ottenere i modelli delle ricostruzioni si è lavorato sulle geometrie mediante operazioni di sottrazione e inserimento. Le geometrie degli inserti sono state di volta in volta determinate in base alla tipologia di re-

stauro, alla conformazione della corona, della camera pulpare e dei canali radicolari. In questa stessa fase è stata definita la posizione dei perni e sono stati generati i solidi rappresentativi dei sottili strati di cemento.

Una volta messe a punto le geometrie rappresentative degli oggetti in esame, si è proceduto alla 'meshatura', ovvero l'operazione di generazione della griglia di nodi ed elementi.

Per quanto riguarda la rappresentazione del legamento parodontale, le caratteristiche geometriche delle radici hanno permesso di ricostruire facilmente un mantello solido con lo spessore del legamento, 'meshato' quindi con elementi solidi.

La nomenclatura e le caratteristiche meccaniche dei materiali impiegati per il restauro sono riportati nella Tabella 2.

Per quanto riguarda le condizioni di vincolo o di carico applicato, come risulta dalle indagini svolte da numerosi ricercatori, la forza che sollecita un incisivo ha in generale una componente trasversale ed una assiale, come è illustrato nella Figura 5. Tuttavia, dalla stessa figura si evidenzia che il momento derivante dalla componente assiale si sottrae a quello derivante dalla componente orizzontale anche se, in qualche misura, lo sforzo di compressione risulta aumentato dall'azione della forza normale. Dato che il cedimento dei materiali costituenti la struttura in esame è universalmente riconosciuto avvenire a trazione, come del resto è testimoniato dal valore di resistenza a trazione più basso di quello a compressione, è evidente che una eventuale condizione di sola forza orizzontale è sicura-

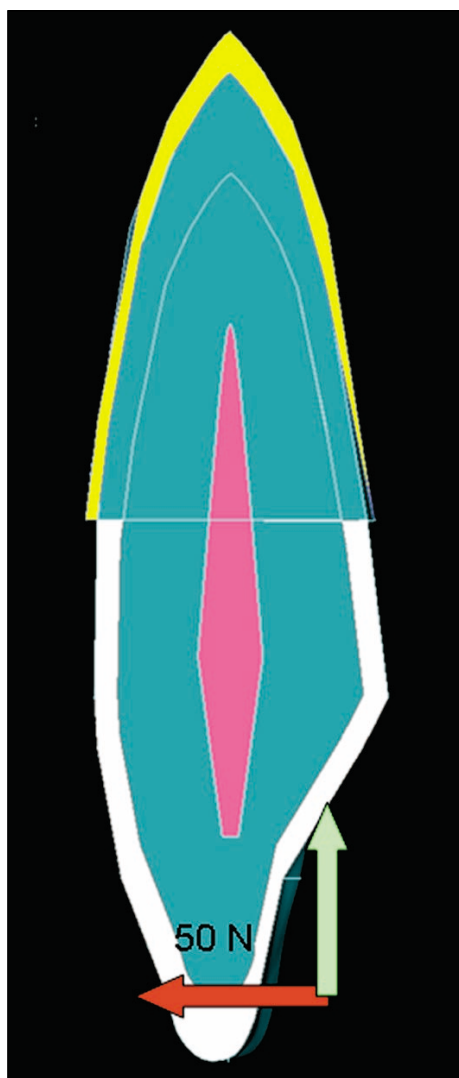


Fig. 5 - Carico applicato.

mente più gravosa e quindi più significativa per l'analisi da svolgere. D'altra parte, tale condizione si può effettivamente verificare quando alla dentatura è richiesta un'azione di "strappo". Pertanto, come del resto usuale nelle analisi svolte da altri Autori, i cui risultati sono disponibili in letteratura (18,19), si è utilizzato un carico sul margine incisale, lato palatale, ortogonale all'asse del dente la cui intensità, sempre in accordo ai dati reperibili in letteratura (18,19), è stata assunta pari a 50 N.

RISULTATI

Per facilitare l'esame dei risultati, nella Tabella 3 è riportata la sintesi di quelli ottenuti espressa sotto forma di valori massimi dello sforzo di von Mises per ciascun materiale presente.

Nel modello sperimentale del dente sano, a cui vengono applicate le suddette condizioni di carico, i valori della tensione di von Mises a livello dello smalto sono generalmente bassi e nella quasi totalità dell'elemento dentario inferiori ai 30 MPa (Figg. 6-8). Esclusivamente nel terzo cervicale, sia palatale che vestibolare, raggiungono i valori dell'ordine massimo dei 31,0 MPa. Per quanto riguarda la dentina, tali valori sono costanti e non superano mai i 30 MPa; in particolare, il legamento parodontale è praticamente insensibile alle varie tipologie di ricostruzione, infatti l'intervallo di variazione è tra 3.56 MPa e 3.79 MPa.

Nome	Descrizione	Modulo di Young "E"	Coeff. di Poisson "n"	Resistenza a trazione	Resistenza a compressione
ENAMEL-PLUS	Composito microibrido con particelle di dimensioni 0.2 - 0.7 μ m	11.24 GPa	0.3	42 MPa	467 MPa
ENAMEL-POST	Perno in fibra di vetro impregnata di BIS-GMA. Conicità 10%, diametro minimo 0.5 mm, diametro massimo 1.6 mm	22.56 GPa	0.3		
ENA-CEM	Cemento auto-fotopolimerizzante	6.1 GPa	0.3	37 MPa	350 MPa

Tab. 2 - Caratteristiche dei materiali artificiali.

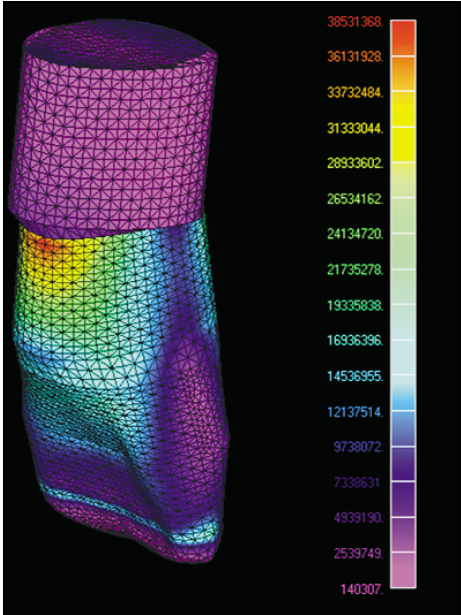


Fig. 6 - Von Mises stress nel dente sano (visione palatale).

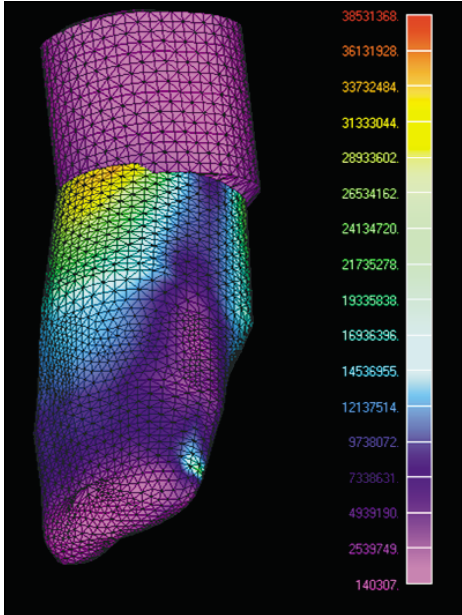


Fig. 7 - Von Mises stress nel dente sano (visione vestibolare).

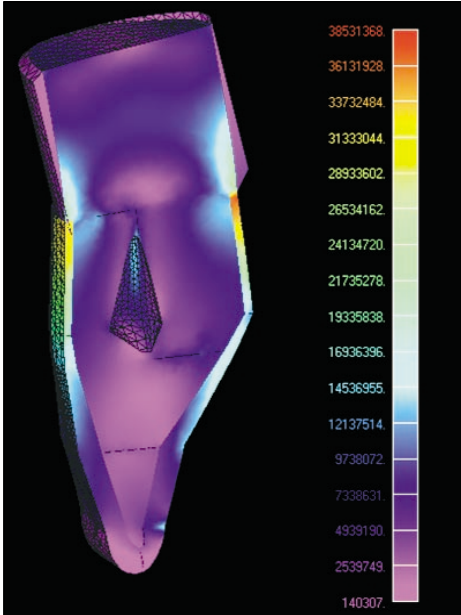
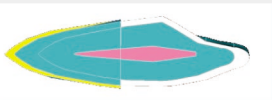
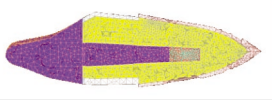
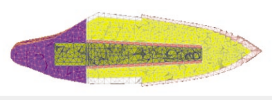


Fig. 8 - Tensioni di von Mises sviluppate nel dente sano (visione di taglio).

Caso analizzato	Smalto	Legamento	Dentina	Perno	Cemento-perno	Composito (ricostruzione)	Composito (faccetta/corona)	Ceramica (faccetta/corona)	Cemento (interfaccia faccetta/corona)
Dente sano 	31.0	3.63	30.3						
Ricostruzione diretta in composito 	34.8	3.56	28.7	-	-	12.8	-	-	-
Perno in fibra e ricostruzione diretta 	36.3	3.55	30.0	14.8	16.5	12.9	-	-	-

Tab. 3 - Tensioni di Von Mises (MPa).

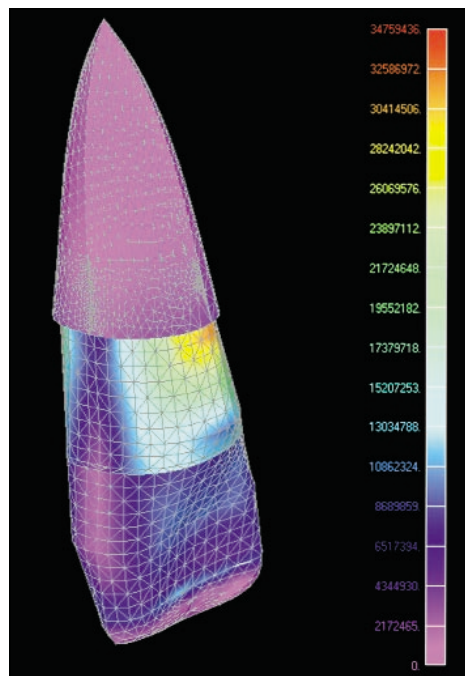


Fig. 9 - Von Mises stress nel dente restaurato con ricostruzione diretta estesa per 3 mm nel canale radicolare eseguita in composito microibrido Enamel-Plus (visione palatale).

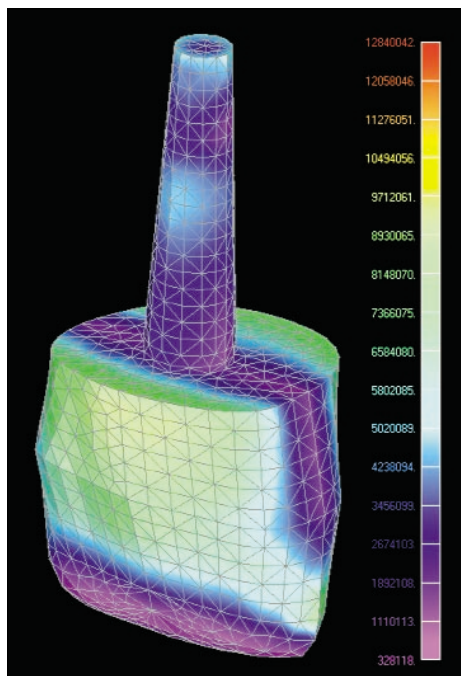


Fig. 10 - Von Mises stress nella ricostruzione diretta estesa per 3 mm nel canale radicolare eseguita con composito microibrido Enamel-Plus (visione vestibolare).

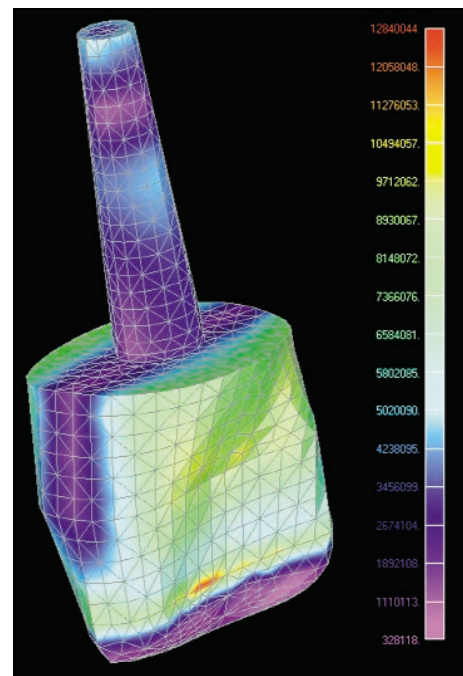


Fig. 11 - Von Mises stress nella ricostruzione diretta estesa per 3 mm nel canale radicolare eseguita con composito microibrido Enamel-Plus (visione palatale).

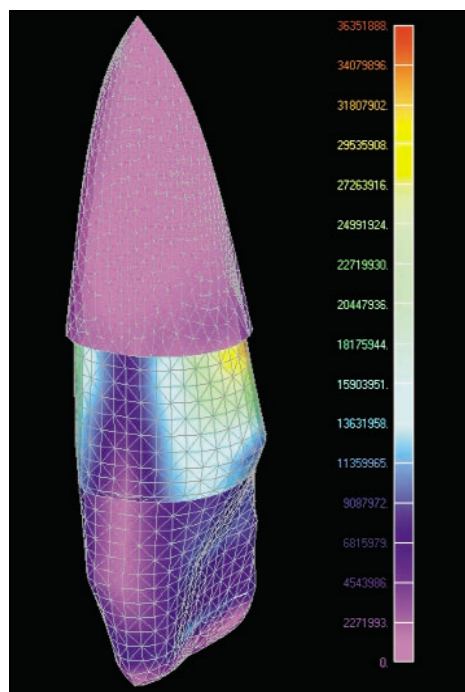


Fig. 12 - Von Mises stress nel dente restaurato con perno in fibra di vetro Enamel-Post e ricostruzione diretta in composito microibrido Enamel-Plus (visione palatale).

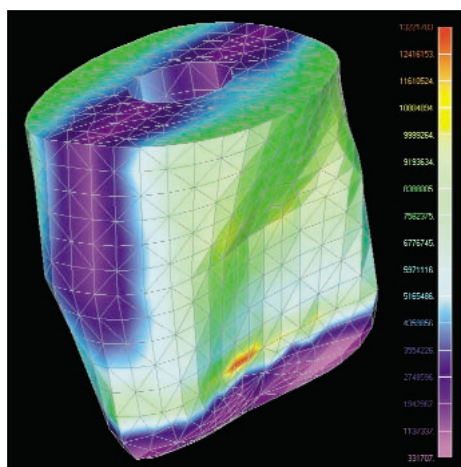


Fig. 13 - Von Mises stress nella ricostruzione diretta in composito microibrido Enamel-Plus (visione palatale).

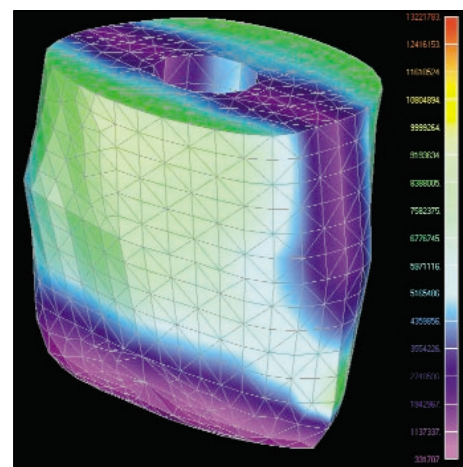


Fig. 14 - Von Mises stress nella ricostruzione diretta in composito microibrido Enamel-Plus (visione vestibolare).

Nel modello sperimentale A (Figg. 9-11), i valori delle tensioni di von Mises sono essenzialmente equivalenti al dente naturale. In particolare, la tensione della ricostruzione

ne in composito, compresa la porzione endocanalare, non supera i 12,8 MPa. Anche nel modello sperimentale B (Figg. 12-14) le tensioni sono basse, simili al den-

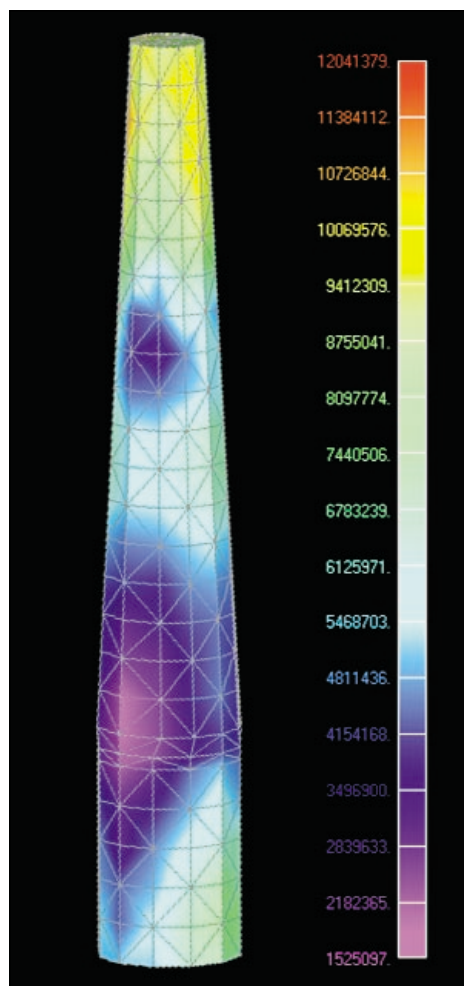


Fig. 15 - Von Mises stress nel perno in fibra di vetro Enamel-post.

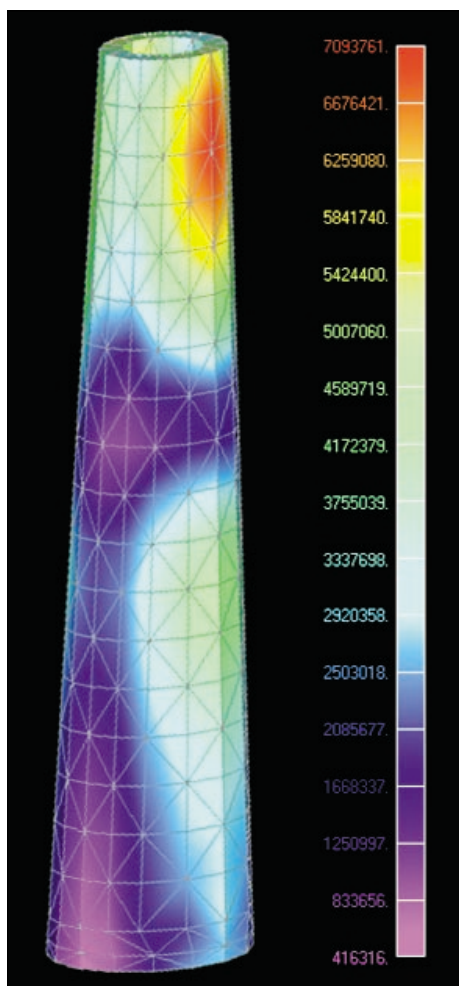


Fig. 16 - Von Mises stress nel cemento composito duale Ena-Cem.

te sano e comunque nell'ordine dei materiali biologici. Anche in questo caso la ricostruzione in composito non presenta tensioni superiori ai 12,9 Mpa, mentre nella porzione endocanalare del perno sono presenti tensioni dell'ordine dei 14,9 MPa (Fig. 15). Nella Figura 16, rappresentante le tensioni che si sviluppano all'interno dell'interfaccia cementante il perno, si evidenziano tensioni di MPa 16,5. In entrambi i modelli si conservano valori

della tensione di von Mises a livello della dentina e dello smalto vicini a quelli del dente naturale.

DISCUSSIONE

L'insieme dei risultati ottenuti mediante i modelli ad elementi finiti consente di giun-

gere ad alcune conclusioni.

Da quanto valutato emerge che i due modelli sperimentali esaminati risultano entrambi validi a livello biomeccanico, in quanto gli elementi restaurati presentano valori di tensione di von Mises simili al dente naturale. Va notato, riferendosi al restauro supportato dal perno, come le tensioni evidenziate, seppur risultino nel limite dei tessuti biologici e compatibili con i valori di resistenza dati dalla casa produttrice, mettano in guardia sulla pericolosità che la loro concentrazione nella porzione terminale potrebbe avere.

Molto importante sembra essere il ruolo di "ammortizzatore" che riveste l'interfaccia cementante che, facendo proprie le tensioni nella sua parte terminale, sembra quasi proteggere la dentina radicolare da un simile stress.

Dall'analisi dei risultati si evince quindi che lo sforzo nel perno è praticamente insensibile alla tipologia di ricostruzione ma che, pur svolgendo la sua funzione di ritenzione del materiale, presenta comunque l'evidente potenzialità negativa di trasmettere stress alla dentina radicolare residua.

CONCLUSIONI

I risultati ottenuti dalla analisi di modelli ad elementi finiti consentono di ricavare considerazioni comparative ed utili indicazioni qualitative per la pratica clinica.

Poiché lo studio ha dimostrato la validità da un punto di vista biomeccanico delle due soluzioni analizzate per il restauro dell'elemento anteriore trattato endodonticamente, si evince la possibilità di optare, quando consentito dal caso, verso tipologie di restauro più conservative che oggi, grazie all'evoluzione delle tecniche operative ed al miglioramento delle caratteristiche chimiche e fisiche dei materiali, consentono di ottenere un risultato clinico ed estetico sempre più predicibile.

BIBLIOGRAFIA

1. Grandini R, Rengo S, Strohmenger L. Odontoiatria restaurativa. *Utet, Torino*, 1999.
2. Helfer AR, Melnick S, Schilder H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. *Oral Surg.* 1972; 34: 661-669.
3. Grajower R, Aza B, Brown-Levi M. Microhardness of sclerotic dentin. *J Dent Res* 1977; 56: 446.
4. Rivera E, Yamauchi G, Chasldler G et al. Dentin collagen cross-links of root-filled and normal teeth. *J Endodon* 1988; 14: 195.h.
5. Becciani R, Castellucci A. La biomeccanica del dente trattato endodonticamente. Implicazioni cliniche. *Dental Cadmos* 2002; 1: 15-32.
6. Anderlini G. Manuale per compositi e tecniche adesive. *Edizioni Martina Bologna*, 1999.
7. Vanini L. Composite restorations. Light and color in anterior. *Pract. Periodont. Aesthet. Dent.* 1996; 8(7): 673-682.
8. Vanini L, Mangani F. The five dimensions of the color of the teeth in esthetic dentistry. *Pract Period Aesthet Dent* 2001; 1: 10-16.
9. Redemagni M, Cremonesi. S. Riabilitazione estetica con ceramiche integrali. *Il Dentista Moderno* 2002; 9: 55-59.
10. Hobo S. Porcelain laminate veneers with three dimensional shade reproduction. *Int Dent J* 1992; 42: 189-198.
11. Fradeani M, Aquilani A, Barducci G. Aesthetic restoration of endodontically treated teeth. *Pract Periodont Aesthet Dent.* 1999; 11: 761-768.
12. Touati B, Miara P. Light transmission in bonded ceramic. *J Esthet Dent* 1993; 1: 11-18.
13. Zienkiewicz OC. The finite element method. *Mc Graw Hill*, 1977.
14. Sahin S, Murat Cehereli C, Yalcin E. The influence on the biomechanics of implant-supported prostheses - a review. *J Dentistry*, 2002; 30: 271-282.
15. Braun, S, Hnat, WP, Marcotte, MR. A study of bite force, Part. 1: Relationship to various physical characteristics. *The Angle Orthodontist* 1995; 5: 367-372.
16. Fonzi L. Anatomia dell'apparato stomatognatico. *Ediermes*, 1990.
17. Castellucci A. Endodonzia. *Edizioni Martina*, 1996.
18. Magne P, Versluis A, Douglas WH. Rationalization of incisor shape: experimental- numerical analysis. *J Prosthet Dent.* 1999 Mar; 81 (3): 345-55.
19. Magne P, Douglas WH. Design optimization and evolution of bonded ceramics for the anterior dentition: a finite- element analysis. *Quintessence Int.* 1999 Oct; 30 (19): 661-72.