

Francesco Mangani*
Chiara Sigalot*
Valerio Girone*
Carlo Brutti**
Luigi Reccia**

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

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

Pervenuto in Redazione il 5 giugno 2006
Accettato per la pubblicazione l'1 settembre 2006

Analisi mediante modelli a elementi finiti (FEA) della distribuzione degli stress da carico nel restauro degli elementi anteriori trattati endodonticamente - II parte: il restauro indiretto mediante faccette e corone in ceramica e resina composita

A finite-elements analysis (FEA) of stress patterns under load in restorations of endodontically treated teeth. Part 2: non-direct porcelain or composite crowns and veneers 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: si è svolta mediante analisi di modelli ad elementi finiti, dello stato di stress presente nell'incisivo centrale superiore trattato endodonticamente con diverse tipologie di restauro: faccette e corone in ceramica e resina composita.

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

Conclusioni: le possibilità terapeutiche testate si sono tutte mostrate valide.

Parole chiave:

Analisi mediante elementi finiti, restauri, resine composite, perni.

ABSTRACT

Aim: the aim of the present work is to evaluate biomechanics of different non-direct restorations for the endo-

dontically treated incisors.

Methodology: a finite-elements analysis (FEA) of stress patterns under load of endodontically treated upper incisor was performed in different clinical cases: non-direct porcelain or composite crowns and veneers restorations.

Results: all the different experimental models showed satisfactory biomechanical behaviour, since all restored teeth showed Von Mises tensile values similar to the natural tooth.

Conclusions: all the tested in-direct restorations allowed clinically acceptable results.

Key words:

Finite-elements analysis, restoration, composite resin, posts.

INTRODUZIONE

Nella prima parte di questo lavoro (1) sono state analizzate soluzioni terapeutiche di tipo diretto (ricostruzione in composito con e senza l'utilizzo di un perno in fibra di vetro a scopo ritentivo), per la valutazione dello stato di sforzo e quindi della valenza biomeccanica del dente anteriore trattato endodonticamente.

La seconda parte di questo studio si propone di valutare comparativamente soluzioni terapeutiche di tipo indiretto

quali *veener* e corone realizzate in resina composita o ceramica.

Come già messo in evidenza precedentemente (1-3), 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;
- qualora invece si verifichi una maggiore perdita di sostanza dentale l'utilizzo di ritenzioni intracanalari, associato a tecniche indirette quali *veener* o corone, sembra essere la scelta di elezione.

MATERIALI E METODI

Anche in questa seconda parte sono stati utilizzati modelli ad elementi finiti ricavati a partire dalla geometria dell'elemento integro (incisivo centrale superiore).

Da quest'ultimo sono stati ottenuti e in seguito analizzati i modelli geometrici degli elementi restaurati così come di seguito riportato:

1. restauro con perno in fibra, prericostruzione in composito e faccetta in composito;
2. restauro con perno in fibra, prerico-

struzione in composito e faccetta in ceramica;

3. restauro con perno in fibra, prericostruzione in composito e corona in composito;
4. restauro con perno in fibra, prericostruzione in composito e corona in ceramica integrale.

Per lo studio è stata utilizzata una resina composita microibrida (Enamel-Plus HFO, Micerium), perni canalari in fibra di vetro aventi una conicità del 10% (Ena-post, Micerium), adesivo smalto-dentinale a polimerizzazione chimica (EnaBond), cemento composito duale per la cementazione di perni e corone (Enacem, Micerium) e composito fluido a basso modulo elastico (Enamel-Flowable, Micerium) per quella delle faccette. Nelle Tabelle 1 e 2 si illustrano le caratteristiche elastiche (modulo di Young e coefficiente di Poisson), quelle di resistenza a trazione e compressione ed il comportamento a rottura dei materiali biologici (4-6) ed artificiali (7-9, 19), che hanno interesse per lo studio in oggetto e che sono state utilizzate per la co-

struzione dei modelli ad elementi finiti, mentre si rimanda alla lettura della prima parte del lavoro per la descrizione delle modalità con cui sono stati generati i modelli FEM a partire dalla scansione e ricostruzione geometrica dell'elemento intero.

Per quanto riguarda il carico utilizzato per l'analisi comparativa dello stato di stress, la condizione di carico significativa è evidentemente quella che simula le condizioni di masticazione.

Come accennato in precedenza (1), la forza che sollecita un incisivo ha in generale una componente trasversale, causa questa di uno sforzo a trazione in grado di provocare cedimenti strutturali del materiale, più una componente assiale, così come illustrato in Figura 1. Pertanto, come effettuato nelle analisi svolte da altri Autori, i cui risultati sono disponibili in bibliografia (11, 12), 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 bibliografia (10, 11), è stata assunta pari a 50 N.

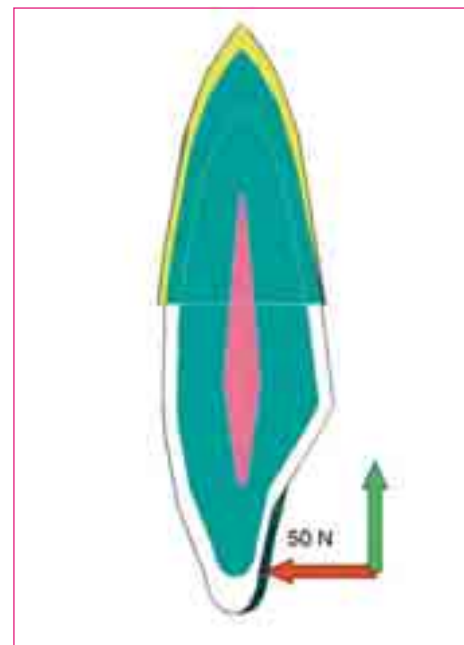


Fig. 1 - Carico applicato.

RISULTATI

Per facilitare l'esame dei risultati, nella Tabella 3 è riportata la sintesi dei dati ottenuti espressa sotto forma di valori massimi delle tensioni di Von Mises per ciascun materiale presente.

	Modulo di Young E	Coeff. di Poisson ν	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 (4-6).

Nome Materiali	Descrizione	Modulo di Young E	Coeff. di Poisson ν	Resistenza a trazione	Resistenza a compressione
ENAMEL-PLUS	Composito microibrido con particelle di dimensioni 0.2-0.7 μm	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
ENAMEL-FLOWABLE	Composito fluido caricato al 60%	6.1 GPa	0.3	37 MPa	350 MPa
CERAMICA		65 GPa	0.3	37 MPa	350 MPa

Tab. 2 - Caratteristiche dei materiali artificiali (7-10).

Caso Analizzato	Smalto	Dentina	Legamento	Perno	Ricostr. Comp.	Faccetta Comp.	Faccetta Ceram.	Corona Comp.	Corona Ceram.	Cem. faccetta corona
Dente sano	31.2	30.35	3.63							
Faccetta in composito	37.80	31.55	3.79	11.72	10.74	17.83	X	X	X	15.51
Faccetta in ceramica	31.24	34.34	3.74	11.74	7.50	X	39.02	X	X	7.09
Corona in composito	27.05	29.16	3.67	11.67	7.76	X	X	20.69	X	9.30
Corona in ceramica	26.76	28.10	3.64	11.70	20.22	X	X	X	23.16	3.15

Tab. 3 - Tensioni di Von Mises espresse in MPa.

INCISIVO CENTRALE SUPERIORE SANO

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. Esclusivamente nel terzo cervicale, sia palatalmente che vestibolarmente, si raggiungono valori dell'ordine massimo dei 31.2 Mpa (Fig. 1.1). Per quanto riguarda la dentina, tali valori sono costanti e non superano mai i 30.35 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.

RESTAURO CON PERNO IN FIBRA, PRERICOSTRUZIONE IN COMPOSITO E FACCETTA IN COMPOSITO

Nel modello sperimentale 1 allorquando si prenda in considerazione la faccetta singolarmente, i valori della tensione di Von Mises sono bassi in sede cervicale, sia a livello palatale (17,89 MPa) (Fig. 1.2a) che a livello vestibolare (16-17MPa) (Fig. 1.2b) tuttavia, a livello del dente restaurato, i valori raggiungono i 37,8 MPa. Tale dato è attribuibile al fatto che essendo il composito un materiale più elastico della ceramica non assorbe le forze masticatorie ma le distribuisce ai tessuti dentari sottostanti (Fig. 1.3). Il valore massimo

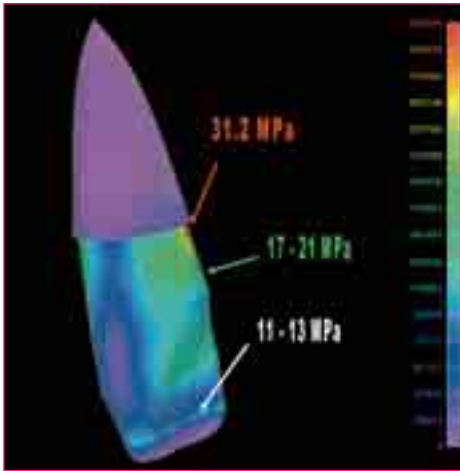


Fig. 1.1 - Von Mises Stress nel dente sano, visione palatale.

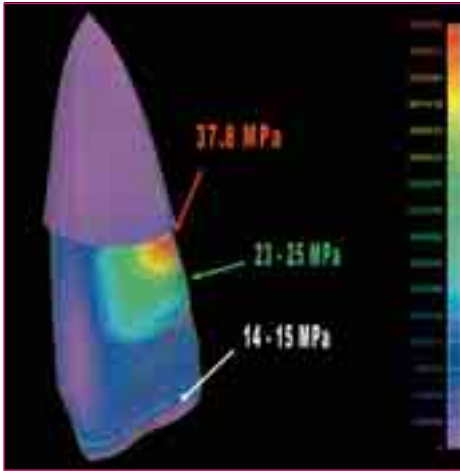


Fig. 1.3 - Von Mises Stress a livello del dente restaurato con faccetta in composito, visione palatale.

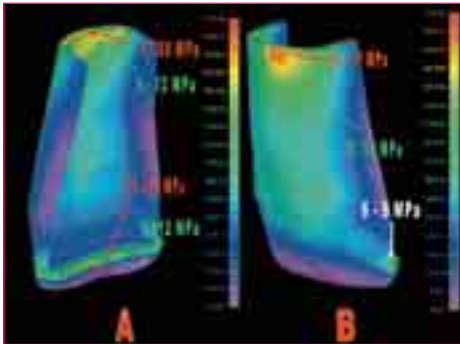


Fig. 1.2 - Von Mises Stress a livello della faccetta in composito, visione palatale (A) e vestibolare (B).

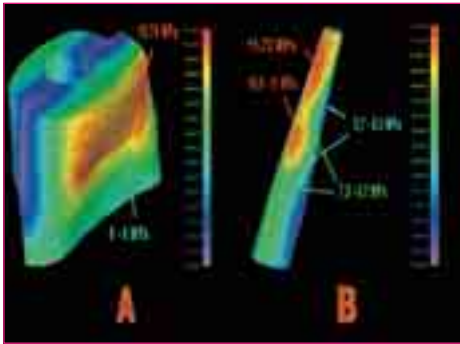


Fig. 1.4 - Von Mises Stress – Prericostruzione faccetta in composito, visione palatale (A) e relativo perno in fibra (B).

di tensione a livello della prericostruzione in composito è localizzato a livello del terzo cervicale, ma risulta comunque basso (10,74 Mpa) (Fig. 1.4a). Ana-

logamente, a livello del perno, tale sforzo si concentra nella porzione più apicale dello stesso, non superando i 11.72 Mpa (Fig. 1.4b).

RESTAURO CON PERNO IN FIBRA, PRERICOSTRUZIONE IN COMPOSITO E FACCETTA IN CERAMICA

Nel modello sperimentale 2 lo stress si concentra a livello del terzo cervicale e risulta elevato nella singola faccetta in ceramica sia in sede palatale che vestibolare (39,02 MPa e 38-39 MPa) (Fig. 2 a-b), mentre nel complesso del dente restaurato i valori si abbassano (31,24 MPa). Questo comportamento è attribuibile al fatto che la ceramica, non avendo proprietà elastiche analoghe alla resina composita, è in grado di assorbire gli stress occlusali impedendone la distribuzione ai tessuti dentari (Fig. 2.1). Il valore della tensione a livello della prericostruzione in composito risulta inferiore a quello ottenuto nel modello sperimentale 1 (7,5 Mpa) (Fig. 2.2a), mentre a livello del perno il valore risulta analogo (11.7 Mpa) (Fig. 2.2b).

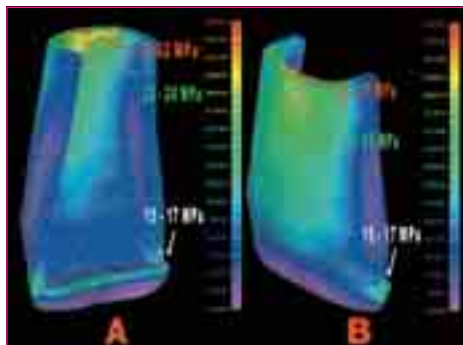


Fig. 2 - Von Mises Stress a livello della faccetta in ceramica, visione palatale (A) e vestibolare (B).

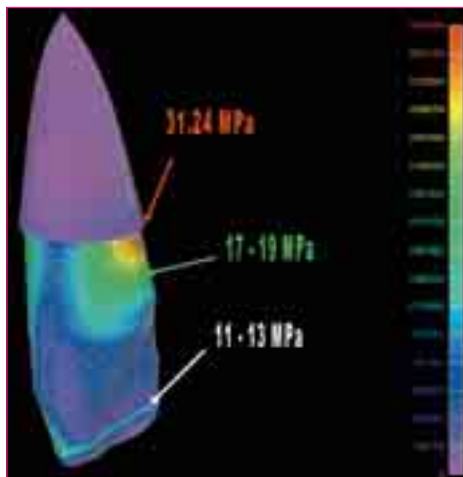


Fig. 2.1 - Von Mises Stress a livello del dente restaurato con faccetta in ceramica, visione palatale.

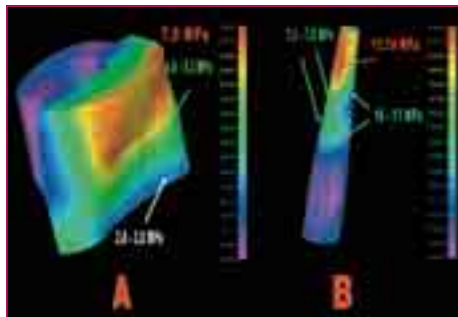


Fig. 2.2 - Von Mises Stress - Prericostruzione faccetta in ceramica, visione palatale (A) e relativo perno in fibra (B).

RESTAURO CON PERNO IN FIBRA, PRERICOSTRUZIONE CON COMPOSITO E FINALIZZAZIONE CON CORONA IN COMPOSITO

Anche nel modello sperimentale 3 lo stress si concentra a livello del terzo cer-

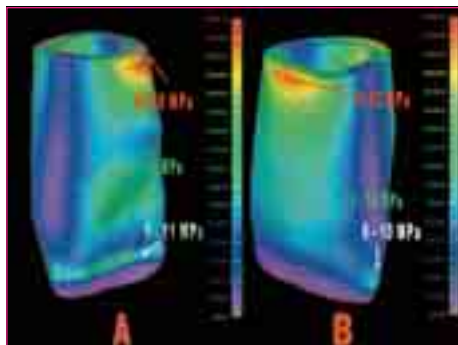


Fig. 3 - Von Mises Stress nella corona in composito, visione palatale (A) e vestibolare (B).

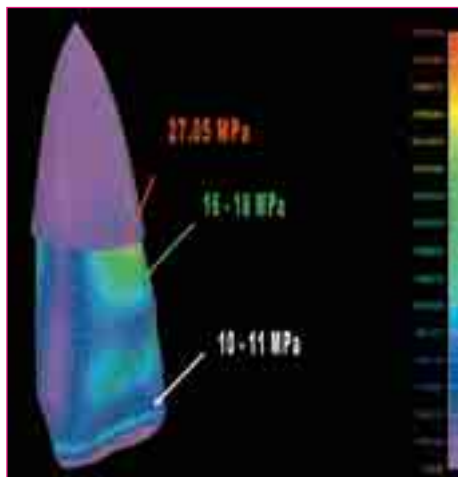


Fig. 3.1 - Von Mises Stress nel dente restaurato con corona in composito, visione palatale.

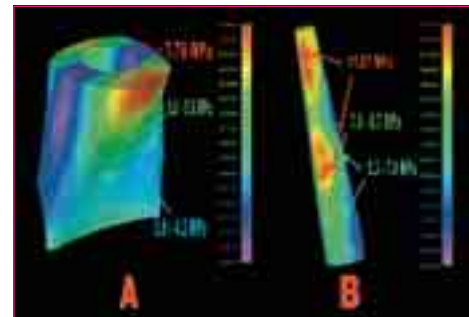


Fig. 3.2 - Von Mises Stress - Prericostruzione corona in composito, visione palatale (A) e relativo perno in fibra (B).

vicale, ma risulta essenzialmente basso sia nella corona in composito (20,69 Mpa e 19,42 Mpa) (Fig. 3 a-b), che nel dente restaurato 27,05 MPa (Fig. 3.1). Tale dato risulta comunque inferiore allo stesso relativo al dente restaurato con faccetta in composito (37.80 Mpa). I valori di tensione presenti nella prericostruzione risultano inferiori a quelli relativi alla faccetta in composito (7,7 Mpa) (Fig. 3.2 a), mentre i valori ottenuti a livello del perno risultano simili (11.6 Mpa) (Fig. 3.2 b).

RESTAURO CON PERNO IN FIBRA, PRERICOSTRUZIONE IN COMPOSITO E PROTESIZZAZIONE CON CORONA IN CERAMICA INTEGRALE

Nel modello sperimentale 4 i valori degli stress risultano superiori nella corona in ceramica (23.16 MPa a livello palatale, 21,74 Mpa a livello vestibolare) (Fig. 4 a-b), rispetto a quelli relativi alla corona in composito (rispettivamente 20.69 Mpa e 19,42 Mpa); tuttavia il

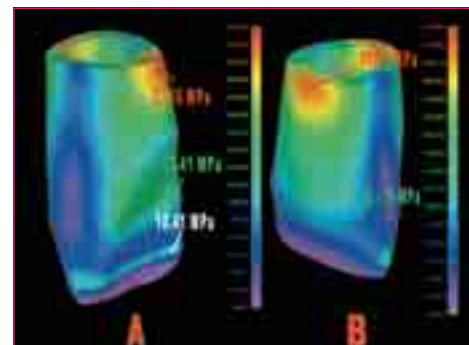


Fig. 4 - Von Mises Stress nella corona in ceramica, visione palatale (A) e vestibolare (B).

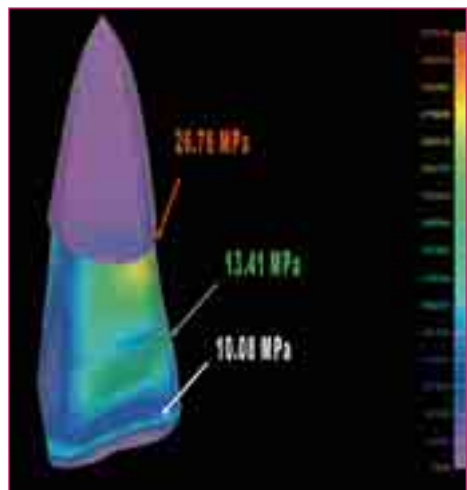


Fig. 4.1 - Von Mises Stress – Dente restaurato con corona in ceramica integrale, visione palatale.

valore relativo al dente restaurato con corona in composito risulta superiore allo valore dello stesso modello in ceramica (27.05 MPa contro 26,76 MPa) (Fig. 4.1). A livello della pericostituzione, il valore risulta molto più basso rispetto a quello relativo alla corona in composito ed alla faccetta in ceramica (2,02 Mpa contro 7,7 Mpa della corona in composito e 7,5 della faccetta in ceramica) (Fig. 4.2a).

I valori ottenuti a livello del perno sono superiori a quelli relativi ai modelli citati arrivando a 11,7 Mpa (Fig. 4.2b).

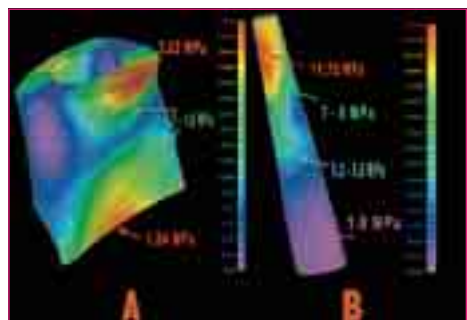


Fig. 4.2 - Von Mises Stress – Pericostituzione corona in ceramica, visione palatale (A) e relativo perno in fibra (B).

DISCUSSIONE

Analizzando i risultati ottenuti e mettendoli a confronto tra loro e con i risultati ottenuti dall'analisi agli elementi finiti dei modelli diretti (1) è possibile evincere alcune considerazioni:

- tutti i modelli sperimentali esaminati risultano validi in quanto la distribuzione e l'entità dello stress risultano simili a quelli relativi al dente naturale. I valori degli sforzi negli elementi naturali del dente sono infatti dello stesso ordine di grandezza di quelli che si riscontrano nel dente sano; 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.
- In generale si evidenzia un comportamento biomeccanico migliore in termini di tensione di Von Mises per i restauri indiretti in ceramica rispetto a quelli in composito nella totalità del restauro. Infatti i dati relativi sia delle faccette che delle corone evidenziano una maggiore tensione a livello del singolo manufatto in ceramica rispetto allo stesso relativo al composito, ma tale valore si riduce una volta che lo stesso viene cementato, risultando inferiore a livello dei restauri in ceramica. Tale risultato è attribuibile al comportamento elastico del composito che, pur assorbendo meglio gli stress rispetto alla ceramica, lo restituisce ai tessuti duri incrementandone lo stato di sforzo. La ceramica, non avendo tali proprietà elastiche, assorbe lo stress trasmettendolo in minor misura ai tessuti sottostanti. Nelle faccette in composito si osserva infatti un incremento dello sforzo rispetto al dente sano a livello dello smalto del 22%, ed a livello della dentina del 13%.

- Il valore dello sforzo a livello della singola corona in composito è maggiore (20.7 Mpa) rispetto al valore dello sforzo presente nel composito costituente le faccette (17.9 Mpa). La corona in composito pertanto sarebbe in grado di assorbire e distribuire meglio lo stress rispetto alla faccetta. In ogni modo questi valori sono comunque lontani dal valore limite del materiale (42 Mpa).
- Viceversa la ceramica risulta maggiormente sollecitata quando si considera il suo utilizzo per la faccetta (39.0 Mpa) rispetto al suo uso per la corona (23.16 Mpa).
- Le tensioni agenti sul perno non sono assolutamente condizionate dalla tipologia di ricostruzione essendo l'intervallo di variazione insignificante (11.7-12.0 Mpa), quindi svolge la sua funzione di ritenzione dei materiali senza trasmettere stress negativi alla dentina radicolare residua.

CONCLUSIONI

Entrambi gli studi hanno dimostrato, da un punto di vista biomeccanico, la validità delle soluzioni analizzate per il restauro dell'elemento anteriore trattato endodonticamente.

Nella pratica clinica questo si traduce nella possibilità di optare verso tipologie di restauro più conservative, quindi di tipo diretto, ove la sostanza residua lo consenta e verso soluzioni di tipo indiretto qualora si verifichi una maggiore perdita di tessuto dentale.

Queste ultime, dimostrate valide quale che sia il materiale e la tecnica di realizzazione scelta, permettono di ottenere un risultato clinico ed estetico sempre più predicibile.

BIBLIOGRAFIA

1. Mangani F, Sigalot C, Girone V, Brutti C, Reccia L. Analisi mediante modelli ad elementi finiti (FEA) della distribuzione degli stress

da carico nel restauro degli elementi anteriori trattati endodonticamente. Parte I: il restauro diretto mediante resine composite. *G t End*

2005; 19 (3): 175-182.

2. Becciani R, Castellucci A. La biomeccanica del dente trattato endodonticamente. Imple-

- cazioni cliniche. *Dental Cadmos* 2002;1:15-32.
3. Fichera G, Dinapoli C, Re D. Restauri estetico-adesivi indiretti: modello per diagnosi di configurazione cavitaria. *Dent Mod* 2003;2:21-56.
4. Sahin S, Murat C, et al. The influence on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. *J of Dentistry*, 2002, 30, pp. 271-282.
5. Braun S, Hnat WP, Marcotte MR. A study of bite force, part. 1: Relationship to various physical characteristic. *The Angle Orthodontist* 1995; 65(5):367-372.
6. Fonzi L. Anatomia dell'Apparato Stomatognatico. *Ed Ermes*, 1990 Milano.
7. Anderlini G. Manuale per compositi e tecniche adesive. *Edizioni Martina Bologna*.
8. Redemagni M, Cremonesi S. Riabilitazione estetica con ceramiche integrali. *Il Dentista Moderno* 2002; 9:55-59.
9. Hobo S. Porcelain laminate veneers with three dimensional shade reproduction. *Int Dent J* 1992; 42: 189-198.
10. Fradeani M, Aquilani A, Barducci G. Aesthetic restoration of endodontically treated teeth. *Pract Periodont Aesthet Dent*, 1999; 11: 761-768.
11. Magne P, Versluis A, Douglas WH. Rationalization of incisor shape: experimental-numerical analysis. *J Prosthet Dent* 1999 Mar; 81(3):345-55.
12. 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.