

\* Giovanni Cavalli  
 \*\* Pio Bertani  
 \*\*\* Paolo Generali

\* Libero professionista in Brescia  
 \*\* Libero professionista in Parma  
 \*\*\* Libero professionista in Piacenza

Corrispondenza:  
 Dr. Giovanni Cavalli  
 25128 Brescia - Via G. Galilei, 57  
 Tel. 030/383608 - Fax 030/2008652

# Analisi dello stress, tramite studio degli elementi finiti, in denti ricostruiti con perno moncone e corona

Finite element stress analysis in post and crown restored teeth

## RIASSUNTO

Questo studio vuole, con una metodica diversa da quelle comunemente utilizzate, dare un contributo riguardo la controversa questione del "cerchiaggio cervicale" e il problema del materiale di fabbricazione dei perni. Per valutare la distribuzione degli sforzi sulla dentina residua, determinata da preparazioni diverse del margine protesico e dai materiali di costruzione dei perni, si è utilizzata l'analisi agli elementi finiti (Finite Element Analysis).

I materiali in sé molto rigidi e resistenti alla frattura (acciaio), possono essere pericolosi perché concentrano gli sforzi su aree dentali ristrette, esigue e molto profonde. Per i perni moncone in oro la distribuzione degli sforzi appare più favorevole.

Il bisello circolare diminuisce gli sforzi nelle zone apicali al perno, aumentandoli nelle zone cervicali.

Un perno in oro stretto e corto con uno strato di cemento interposto fra questo e la dentina ("perno moncone passivo") pone picchi di sforzo molto elevato nello spessore del cemento nel terzo medio canalare.

Sostituendo il perno in oro con materiali che abbiano caratteristiche meccaniche simili alla dentina, le aree interne del canale radicolare sono esenti da picchi di sforzo: questi vengono a trovarsi totalmente nello spessore della dentina del terzo medio del canale, risparmiando le zone critiche di interfaccia fra due materiali.

**Parole chiave:** Analisi agli elementi finiti. Denti trattati endodonticamente. Denti restaurati con un perno. Restaurazione protesica. Materiali di fabbricazione del perno.

## ABSTRACT

### Introduction

Techniques for the restoration of endodontically treated teeth have been the subject of discussion by researchers for many years. The Finite Element Analysis (FEA)

was used to determine stress distribution on residual dentin caused by different types of prosthetic margin design and by post construction materials. FEA is a mathematical model that allows complex structures to be divided into smaller segments with specific properties. Various loading conditions can be applied to the model and stress distributions plotted with a computer. This method provides detailed stress information concerning a nonhomogeneous body such as a tooth.

### Materials and methods

Five dimensional models of an upper central incisor were created using the data of Wheeler. These models were the tooth's buccolingual cross sectional representation. All models included dentin with gutta-percha, periodontal ligament, cortical and spongy bone, a post and a crown.

Materials were homogeneous and isotropic with linear elastic behaviour. Mechanical properties corresponded to those described in the literature.

Three different force directions were applied to each model: F1 was applied to simulate a facial trauma; F2 to simulate a vertical force upon the incisor angle; F3 to simulate the masticatory force. All forces were assumed to be of 10 N acting uniformly across a thickness of 1 mm.

Models A and B simulate different types of prosthetic margin design (90° shoulder; 3.5 mm. bevel). Model C simulates a 90° shoulder with a 50% longitudinal and axial reduction of the gold post ("passive post"). Models D and E simulate a 90° shoulder, the former with steel post and core, the latter with post and core made of a hypothetical material having dentin-like mechanical characteristics.

The distribution of normal forces in the principal and Von Mises directions were calculated using the SuperSap software for finite elements.

### Results

Models A and B: model B (bevel) distributed the stress over a more extensive area; peak stress in the medium third and in apical dentin were reduced by 25% and 12% compared to model A (a 90° shoulder).

Model C: peak stress occurred in the short cement area between dentin and post.

Model D: very high peak stress in the medium third of the root canal on the interfacing area between post and dentin.

Model E: most favorable, since peak stress occurred in the central area of the residual dentin thickness of the medium third of the inner canal areas. Interfacing areas showed no stress peaks.

### Conclusions

This study shows that in endodontically reconstructed teeth extremely rigid materials (steel and gold) should be replaced by materials having the same mechanical properties as dentin.

A circular bevel is advantageous because distributed stress over a more extensive dentinal area.

A "passive post" is not advantageous because all stress peaks appeared in the short cement area between dentin and post.

**Key words:** Finite element analysis. Endodontically treated teeth. Post restored teeth. Prosthetic restoration. Core material.

## INTRODUZIONE

Le tecniche per il restauro dei denti trattati endodonticamente sono oggetto di innumerevoli discussioni e ricerche da molti decenni. Varie indagini sono state eseguite al fine di individuare metodiche che rendano il complesso radice-perno-ricostruzione protesica più resistente agli sforzi determinati dal normale carico masticatorio e da eventuali traumi. In questi ultimi anni l'attenzione è stata posta in particolar modo sulla forma dei perni endocanalari (o perni moncone), sulla loro lunghezza o larghezza e sulla loro resistenza alla trazione e al carico obliquo. Come conseguenza clinica di queste ricerche è derivata la tendenza generale di restaurare lo spazio canalare, lasciato vuoto dal trattamento endodontico, con materiali molto rigidi e resistenti, invece di ricercare materiali con caratteristiche meccaniche

Cavalli G, Bertani P, Generali P. Analisi dello stress, tramite studio degli elementi finiti, in denti ricostruiti con perno moncone e corona. *G It Endo* 1996; 3: 107-112

più simili possibile alla dentina. Scarsa è stata pure l'attenzione per il dente nella sua globalità, trascurando spesso l'effetto della ricopertura che esso riceve. Il disegno del margine protesico di questa categoria di denti, ha ricevuto, in letteratura, attenzioni limitate. Queste problematiche sono state studiate, nei vari lavori, tramite simulazioni meccaniche su denti estratti sottoposti a carico e con modelli fotoelastici: i risultati sono alquanto contrastanti (1-6).

Il presente studio vuole, con una metodica diversa da quelle comunemente utilizzate, dare un contributo riguardo la controversa questione del "cerchiaggio cervicale" e riguardo il problema del materiale di fabbricazione dei perni. Si è utilizzata l'analisi agli elementi finiti (Finite Element Analysis - FEA), un metodo numerico di analisi dello sforzo poco diffuso in odontoiatria.

Il metodo dell'analisi agli elementi finiti si avvale di un modello matematico che approssima la geometria dell'oggetto da realizzare. Quest'ultimo viene suddiviso in un numero finito di piccoli elementi, a 3 o 4 nodi, ciascuno con una descrizione separata del campo degli spostamenti (e perciò degli sforzi e delle deformazioni). Vengono applicate al modello varie condizioni di carico e i vincoli sono modellizzati da opportune condizioni al contorno. Le equazioni, ricavate in base ad un comportamento elastico lineare e alle caratteristiche meccaniche dei materiali, vengono risolte con complessi algoritmi di calcolo mediante personal computer. Il vantaggio di questa metodica è di fornire informazioni dettagliate sullo sforzo da carico in un corpo non omogeneo come il dente (7).

Questo tipo di analisi è stato introdotto da Turner (8) ed è usato in simulazioni meccaniche, termiche, elettromagnetiche e in alcuni campi di ricerca di biomeccanica medica.

Nel campo degli elementi trattati endodonticamente questa metodica è stata utilizzata, peraltro in un numero esiguo di lavori, per valutare lo sforzo interno di radici che alloggiavano perni di forma diversa con livelli di tessuti di sostegno normali (9-11) o variati (12).

In questo lavoro si vuole valutare l'influenza che ha la preparazione del margine protesico

sulla distribuzione degli sforzi sulla dentina radicolare residua.

Inoltre, utilizzando questo sistema di analisi, si vuole valutare se le caratteristiche meccaniche del materiale con cui si fabbrica il perno moncone possono cambiare favorevolmente la resistenza di questa categoria di denti.

## MATERIALI E METODI

Partendo da un modello bidimensionale di incisivo centrale superiore (secondo i dati di Wheeler) (13), sono stati creati 5 modelli diversi che ne rappresentano la sezione mediana vestibolo-palatina e sono lunghi 24 mm. Tutti comprendono la radice canale con dentina e guttaperca nei 4 mm apicali, legamento parodontale, osso spugnoso e

corticale. È stata disegnata una ricostruzione della parte interna del canale radicolare tipo perno moncone (con 12° di inclinazione); la zona coronale è stata restaurata con una corona in oro (Fig. 1). Tutti i materiali sono considerati omogenei, isotropi e con comportamento elastico lineare. Le proprietà meccaniche dei materiali sono quelle comunemente utilizzate in letteratura (Tab. 1). Lo spessore del cemento tra perno e dentina e tra perno e corona viene considerato nullo a causa dello spessore esiguo e per limiti imposti alla complessità del modello.

Tre diverse direzioni delle forze di carico sono state applicate a ciascun modello: F1 simula una forza traumatica che agisce al centro della corona, orizzontalmente e vestibolarmente rispetto ad essa; F2 è una forza verticale che agisce all'angolo incisivo; F3 rappresenta il carico masticatorio ed è a 45° palatalmente rispetto all'angolo incisivo.

Tab. 1 - Proprietà meccaniche dei materiali utilizzati per i modelli.

Tab. 1 - Materials properties.

Materiali Materials	Modulo di Young Young's Modul (GPA)	Coeff. di Poisson Poisson's Ratio	Rifer. bibliografici References
Perno in oro Gold Alloy Post	98	0,33	*
Dentina Dentin	18,6	0,31	12
Osso corticale Cortical Bone	13,7	0,30	10
Osso spugnoso Sponge Bone	1,37	0,30	10
Gengiva Gingiva	0,0196	0,30	12
Legam. parodont. Periodontal Lig.	0,0689	0,45	12
Guttaperca Gutta-Percha	0,00069	0,45	9
Corona Crown	120	0,30	*
Perno in acciaio Steel Post	210	0,30	10

\*Caratteristiche dei materiali Wieland (Wieland Edelmetalle GmbH, Pforzheim, D)

\*Wieland (Wieland Edelmetalle GmbH, Pforzheim, D) Material Characteristics



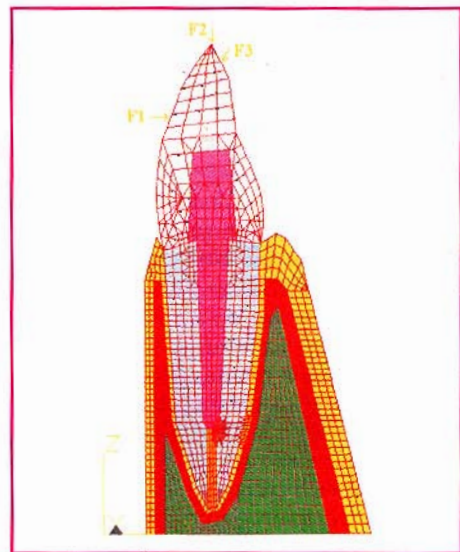
vo. Tutte le forze agiscono uniformemente attraverso lo spessore di 1 mm ed hanno intensità di 10 Newton (1 Kgf).

L'osso apicale all' apice si assume sia completamente fissato con dei vincoli ad incastro che non permettano alcun movimento.

È stato utilizzato un personal computer IBM con un microprocessore Intel 486DX2-66 e un programma di calcolo agli elementi finiti, il SuperSap (Algor, Pittsburg).

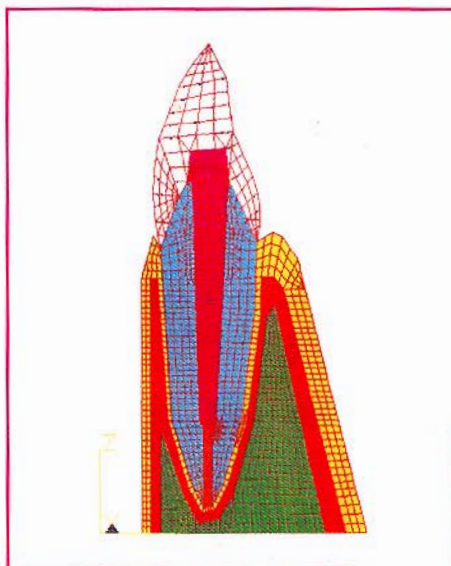
È stata studiata la sezione mediana in direzione vestibolo-palatina dell'incisivo centrale superiore.

Sono state calcolate le distribuzioni degli sforzi normali nelle direzioni principali e di Von Mises, sforzi utilizzati comunemente in campo ingegneristico (14). Da queste distri-



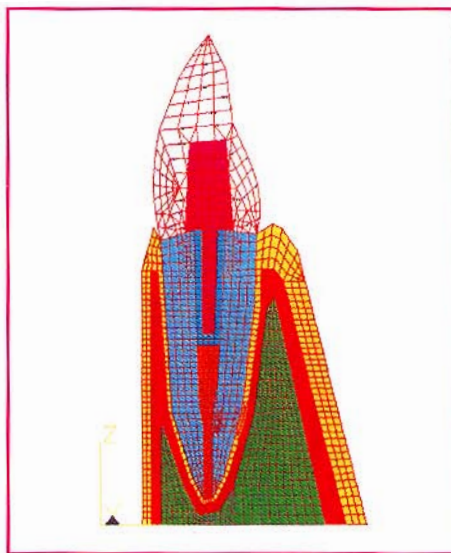
**Fig. 1** - Mesh del modello di incisivo centrale superiore con le tre forze applicate. Preparazione del margine protesico, spalla a 90°, ricopertura coronale in oro. Modello A, perno moncone in oro. Modello D, perno moncone in acciaio; Modello E, perno moncone in materiale con caratteristiche meccaniche equivalenti alla dentina.

**Fig. 1** - Finite element mesh model of the midlabiolingual section of maxillary central incisor with the three loading forces applied. Marginal prosthetic design: 90° shoulder, gold crown. Post and core: model A: gold; model D: steel; model E: dentin like material.



**Fig. 2** - Modello B: preparazione del margine protesico, bisello lungo 3,5 mm, inclinazione 12°, corona in oro, perno moncone in oro.

**Fig. 2** - Model B: marginal prosthetic design: 3,5 bevel, 12° inclination, gold crown, gold post and core.



**Fig. 3** - Modello C: preparazione del margine protesico, spalla a 90°, corona in oro, "perno moncone passivo" in oro.

**Fig. 3** - Model C: marginal prosthetic design, 90° shoulder, gold crown, gold "passive post".

buzioni sono stati ricavati i massimi ed i minimi valori degli sforzi.

Sono stati preparati due modelli simulanti due diversi tipi di disegno della preparazione del margine protesico (spalla a 90°, bisello lungo 3,5 mm con 12° di inclinazione). Essi presentano una ugual ricostruzione (perno moncone e corona in oro) (modelli A e B) (Figg. 1-2). Sono stati scelti questi due tipi di disegno del margine protesico al fine di dare un contributo - originale nella metodica - riguardo la controversa questione dell'effetto del "cerchiaggio cervicale".

Nel modello C, che presenta un disegno della preparazione del margine protesico uguale al modello A (spalla a 90°), è stata simulata e calcolata l'influenza della riduzione longitudinale e assiale nella misura del 50% del perno moncone in oro (Fig 3). Questo modello è stato scelto per verificare, con tale metodica, i risultati di un interessante approccio a queste problematiche ("perno moncone passivo") (15).

I modelli D ed E, simulano pure una preparazione del margine protesico con spalla a 90°, ma presentano caratteristiche del materiale di fabbricazione del perno moncone variate: modello D, acciaio; modello E, materiale ipotetico con caratteristiche meccaniche equivalenti alla dentina.

## RISULTATI

In un dente trattato endodonticamente e ricostruito con perno moncone e corona, un bisello lungo 3,5 mm con inclinazione di 12° (modello B), determina, rispetto ad una preparazione a spalla a 90° (modello A), una migliore distribuzione degli sforzi, in particolare diminuendo i picchi di sforzo nelle zone di dentina apicale al perno del 12% e nelle zone di dentina in contatto con il perno del terzo medio del canale del 25%. La distribuzione degli sforzi risulta comprendere aree dentinali molto più estese e viene inoltre maggiormente caricata la zona di dentina sottostante il bisello. Questa diversa distribuzione degli sforzi è valutabile nei due modelli sottoposti a forza traumatica.

ca (F1) e a forza masticatoria (F3) (figg. 4, 5, 6, 7). Questi dati quantitativi sono in accordo con una nostra ricerca precedente che utilizzava la metodica dell'analisi agli elementi finiti (16) e con uno studio tramite simulazioni meccaniche *in vitro* (2). La for-

za verticale (F2) dà risultati sovrapponibili in tutti i cinque diversi modelli studiati: non fornendo informazioni utili per le finalità di questa ricerca, non vengono qui prese in esame.

Se nel modello da sottoporre a carico simu-

lato (forze F1 e F3), viene ridotto il perno moncone del 50% sia in senso assiale che trasversale (perno moncone "passivo", modello C) (16) e riempito lo spazio fra perno e dentina con un materiale (cemento) che abbia le stesse caratteristiche meccaniche della dentina (modulo di Young e coefficiente di Poisson), risultano picchi di sforzo molto elevato concentrati nel terzo medio del canale nell'ampia zona di cemento che si interpone fra dentina e perno. Questa zona presenta valori di sforzo più elevati del 200% rispetto ai modelli A e B (figg. 8, 9).

Mantenendo la preparazione del margine protesico con spalla a 90°, sono state simulate variazioni delle caratteristiche meccaniche del materiale con cui viene costruito il perno moncone. Rispetto ad un perno moncone tradizionale in oro (modulo di Young: 98 GPa; coefficiente di Poisson: 0,33), se esso viene fabbricato in acciaio (210 GPa; 0,30 coeff. Poisson) (modello D), abbiamo una situazione pure sfavorevole. Le forze applicate (F1 e F3) danno picchi di sforzo con valore molto elevato nelle zone di dentina del terzo medio e apicali al perno lungo tutta la zona di interfaccia fra perno e dentina (rispetto al perno moncone tradizionale in oro si ha un incremento del valore dello sforzo in queste due aree rispettivamente del 100% e del 30%) (figg. 10, 11).

Se il perno moncone viene costruito con un materiale che abbia le stesse caratteristiche meccaniche della dentina (18,6 GPa; 0,31 coeff. Poisson) (modello E), il picco di sforzo, per le forze F1 e F3, risulta essere nella zona centrale dello spessore della dentina residua del terzo coronale e medio del canale. Le aree più interne sono esenti da picchi di sforzo. È questa la situazione più favorevole fra quelle studiate in quanto il picco di sforzo si trova ad essere totalmente in una zona di dentina radicolare più esterna rispetto agli altri modelli. Non si hanno inoltre sforzi nella zona critica d'interfaccia fra materiali diversi (figg. 12, 13).

In questo tipo di analisi della sezione mediana del dente, si ha la rappresentazione massima del perno contemporaneamente a quella minima della dentina: il perno è perciò sovrarappresentato. Questo dato è importante per comprendere meglio i risultati di questo studio bidimensionale (12).

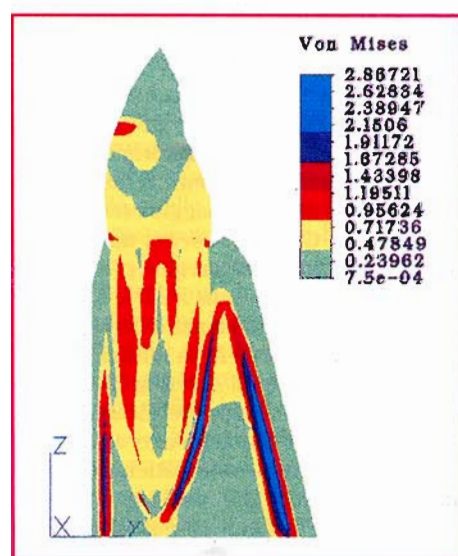


Fig. 4 - Rappresentazione grafica degli sforzi secondo Von Mises. Modello A, forza F1.

Fig. 4 - Von Mises'stress graphic representation. Model A, load F1.

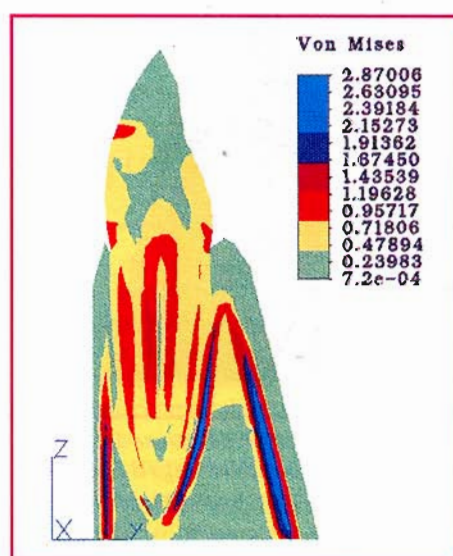


Fig. 6 - Rappresentazione grafica degli sforzi secondo Von Mises. Modello B, forza F1.

Fig. 6 - Von Mises'stress graphic representation. Model B, load F1.

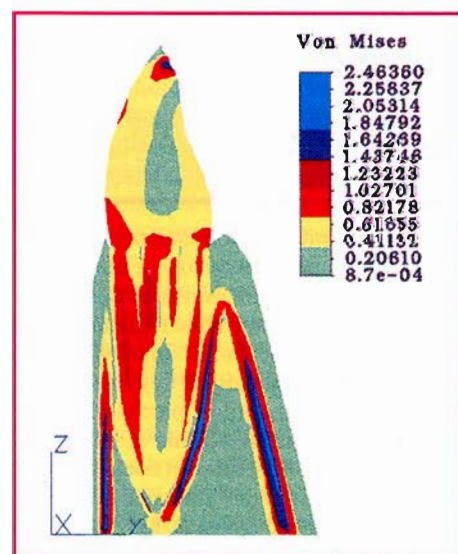


Fig. 5 - Rappresentazione grafica degli sforzi secondo Von Mises. Modello A, forza F3.

Fig. 5 - Von Mises'stress graphic representation. Model A, load F3.

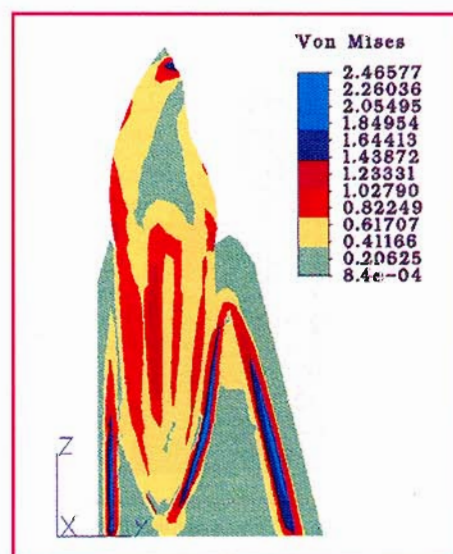


Fig. 7 - Rappresentazione grafica degli sforzi secondo Von Mises. Modello B, forza F3.

Fig. 7 - Von Mises'stress graphic representation. Model B, load F3.



## DISCUSSIONE E CONCLUSIONI

Da questo studio si possono trarre delle li-

nee di orientamento clinico per la ricostruzione degli elementi trattati endodonticamente. L'utilizzo di materiali con cui ricostruire lo spazio lasciato vuoto dalla terapia endodontica deve probabilmente essere ripensato: i materiali in sé molto resistenti al-

la frattura e perciò molto rigidi (per esempio, acciaio) possono essere pericolosi perché concentrano gli sforzi su aree dentinali ristrette, esigue e molto profonde. Per i perni moncone tradizionali in oro si possono fare considerazioni simili, anche se la distri-

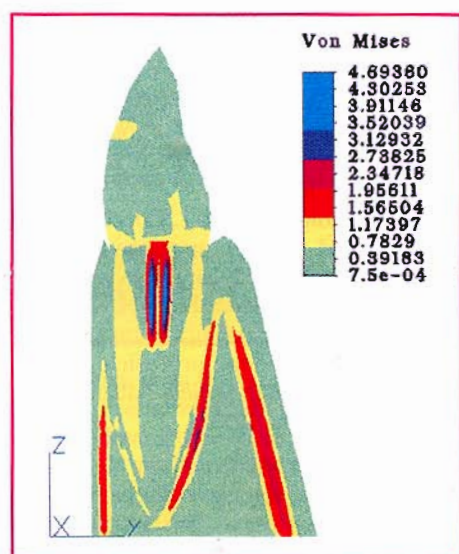


Fig. 8 - Rappresentazione grafica degli sforzi secondo Von Mises. Modello C, forza F1.

Fig. 8 - Von Mises's stress graphic representation. Model C, load F1.

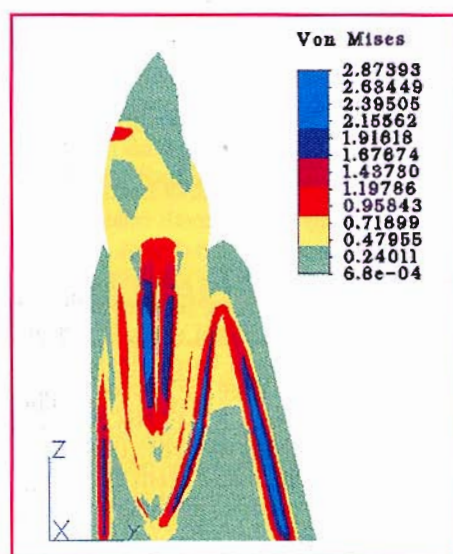


Fig. 10 - Rappresentazione grafica degli sforzi secondo Von Mises. Modello D, forza F1.

Fig. 10 - Von Mises's stress graphic representation. Model D, load F1.

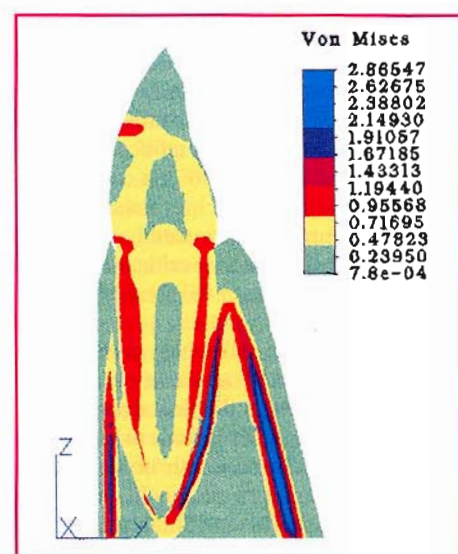


Fig. 12 - Rappresentazione grafica degli sforzi secondo Von Mises. Modello E, forza F1.

Fig. 12 - Von Mises's stress graphic representation. Model E, load F1.

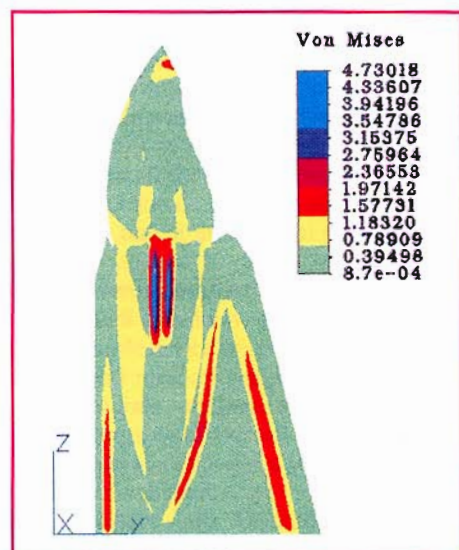


Fig. 9 - Rappresentazione grafica degli sforzi secondo Von Mises. Modello C, forza F3.

Fig. 9 - Von Mises's stress graphic representation. Model C, load F3.

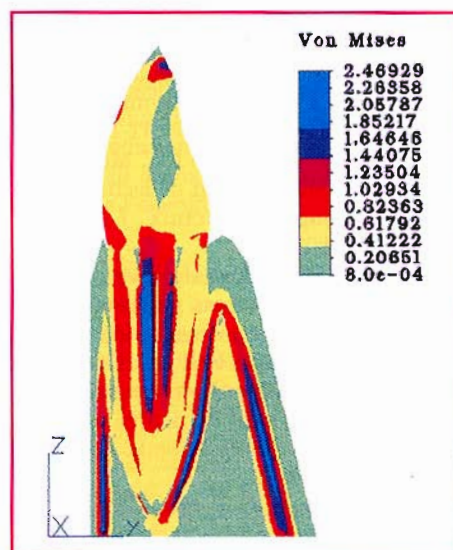


Fig. 11 - Rappresentazione grafica degli sforzi secondo Von Mises. Modello D, forza F3.

Fig. 11 - Von Mises's stress graphic representation. Model D, load F3.

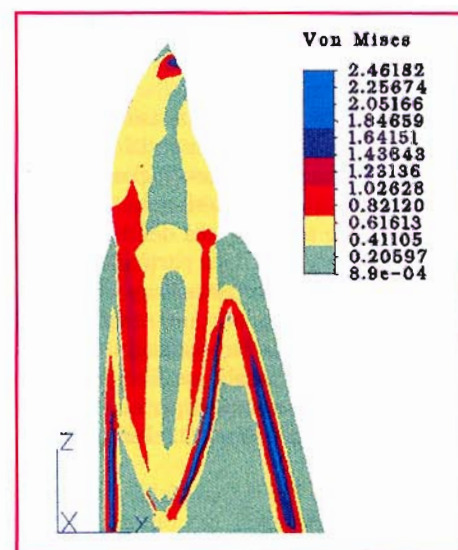


Fig. 13 - Rappresentazione grafica degli sforzi secondo Von Mises. Modello E, forza F3.

Fig. 13 - Von Mises's stress graphic representation. Model E, load F3.

buzione degli sforzi appare più favorevole rispetto al caso precedente. La conservazione anche di poca dentina cervicale, in modo da ottenere un cerchiaggio cervicale, appare vantaggiosa. Il bisello circolare permette una miglior distribuzione degli sforzi, diminuendoli nelle zone apicali al perno e aumentandoli nelle zone cervicali.

Un perno in oro stretto e corto con un abbondante strato di cemento interposto fra questo e la dentina (perno moncone "passivo", che abbia un cemento con caratteristiche meccaniche più vicine possibile alla dentina) pare non essere vantaggioso perché pone i picchi di sforzo criticamente nello spessore del cemento del terzo medio canalare.

La sostituzione del tradizionale perno in oro con un materiale che abbia le caratteristiche meccaniche della dentina appare la soluzione migliore per il restauro di questa categoria di denti. Le aree interne del canale radicolare sono esenti da picchi di sforzo: questi vengono a trovarsi totalmente nello spessore della dentina radicolare del terzo medio del canale, risparmiando perciò le zone critiche di interfaccia fra i due materiali.

La simulazione computerizzata con analisi degli sforzi di vari modelli di denti trattati endodonticamente, indica perciò nuove vie di sviluppo nella ricerca per i materiali dentari.

La ricostruzione del dente trattato endodonticamente con un perno in acciaio o in oro appare da abbandonare privilegiando materiali che abbiano caratteristiche meccaniche più vicine possibile alla dentina. Un restauro di questo tipo della parte interna del canale radicolare, ricoperta a sua volta da una tradizionale corona in oro-resina o oro-ceramica, sembra offrire vantaggi notevoli. Il cerchiaggio cervicale, se è realizzabile, può dare ulteriori vantaggi per una più lunga durata nel tempo di questi elementi.

Gli autori ringraziano l'Ing. Paolo Rolla per l'insostituibile collaborazione data.

## BIBLIOGRAFIA

- 1 - Barkhordar RA, Radke R, Abbasi J. Effect of metal collars on resistance of endodontically treated teeth to root fracture. *J Prosthet Dent* 1989; 61: 676-8
- 2 - Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 529-36
- 3 - Milot P, Stein RS. Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 428-35
- 4 - Tjan AHL, Whang SB. Resistance to root fracture of dowel channel with various thicknesses of buccal dentin walls. *J Prosthet Dent* 1985; 53: 496-500
- 5 - Assif D, Oren E, Marshk BL. Photoelastic analysis of stress transfer in endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative technique. *J Prosthet Dent* 1989; 61: 535-43
- 6 - Loney RW, Katowicz WE, McDowell GC. Three-dimensional photoelastic stress analysis of the ferrule effect in cast post and cores. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 506-12
- 7 - Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomech* 1973; 6: 511-20
- 8 - Turner MJ, Clough RW, Martin HC, Topp LJ. Stiffness and deflection analysis of complex structure. *J Aero Sci* 1956; 23: 805-23
- 9 - Davy DT, Dilley GL, Krejci RF. Determinations of stress patterns in root filled teeth incorporating various dowel designs. *J Dent Res* 1981; 60: 1301-10
- 10 - Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effect of post on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 421-7
- 11 - 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
- 12 - Pao YC, Reinhardt RA, Krejci RF. Root stresses with tapered-end post design in periodontally compromised teeth. *J Prosthet Dent* 1987; 57: 281-6
- 13 - Wheeler RC. *An atlas of tooth form*. Philadelphia: WB Saunders, 1984, 62-70
- 14 - Caddel RM. *Deformation and fracture of solids*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1980: 69-73
- 15 - Martignoni M, Baggi L, Cocchia D, Martignoni M. Il perno moncone passivo. *Att Dent* 1990; 38: 8-16
- 16 - Cavalli G. La distribuzione dello stress sulla dentina residua in rapporto al tipo di preparazione protesica. 14° Congresso Nazionale Società Italiana di Endodonzia, Verona 1993