



Een eindige-elementenmodel van een knobbelvervangende adhesieve restauratie*

W.M.M. Fennis¹
R.H. Kuijs²
M. Barink³
W.A. Fokkinga¹
C.M. Kreulen¹
N.H.J. Creugers¹
N. Verdonschot³

Dit artikel beschrijft de ontwikkeling van een driedimensionaal eindige-elementenmodel van een gerestaureerde premolaar gebaseerd op een micro-CT-techniek. Met behulp van het model werden krimpspanningen tijdens en na het polymerisatieproces van composiet geanalyseerd. De spanningspatronen in het composiet waren driedimensionaal. Uit de analyses bleek dat het hechtvlak tekortschiet dan het composiet. De beschreven procedure is een relatief eenvoudige methode om een gedetailleerd driedimensionaal eindige-elementenmodel van een premolaar met een knobbelvervangende adhesieve restauratie te ontwikkelen.

FENNIS WMM, KUIJS RH, BARINK M, FOKKINGA WA, KREULEN CM, CREUGERS NHJ, VERDONSCHOT N. Een eindige-elementenmodel van een knobbelvervangende adhesieve restauratie. *Ned Tijdschr Tandheelkd* 2003; 110: 149-153.

Inleiding

Knobbelfracturen van met amalgaam gerestaureerde gebitselementen worden frequent waargenomen (afb. 1) (Fennis *et al*, 2002). De traditionele behandeling na verlies van een knobbel bestaat uit het vervaardigen van een kroon. Ten behoeve van de retentie en de resistentie van de kroon moet echter vaak gezond tandweefsel worden opgeofferd. Bij molaren is aangetoond dat – in termen van weefselverlies en overleving – knobbelvervangende amalgaamrestauraties een goed alternatief kunnen bieden: 88% is na 8,3 jaar nog in functie (Plasmans *et al*, 1998). Voor premolaren is de weefselvriendelijke en tandkleurige adhesieve restauratie voorhanden. Deze vormt een minder invasieve en minder kostbare optie dan de vervaardiging van een kroon (Roeters, 1996).

Om aan te tonen dat de adhesieve techniek een goed alternatief kan zijn voor de volledige kroon, is een klinisch onderzoek het meest geschikt. Alvorens echter een dergelijk onderzoek naar knobbelvervangende adhesieve restauraties kan worden gestart, zal inzicht moeten worden verkregen in de toe te passen preparatiegeometrie en restauratiematerialen. Laboratoriumonderzoek kan hierover informatie verschaffen.

Een veel gebruikte *in vitro*-onderzoekstechniek is de eindige-elementenmethode (Engels: finite element analysis, FE). FE bestaat uit computersimulaties van mechanische processen in structuren waarbij effecten van variaties in geometrie en materialen kunnen worden onderzocht. Indien structuren worden belast, bijvoorbeeld als gevolg van krimpspanningen, laat FE interne spanningen zien op basis waarvan verwachtingen kunnen worden uitgesproken over mislukken.

Dit vereist een driedimensionaal (3-D) FE-model. De tot nu toe veel gebruikte tweedimensionale en axisymmetrische modellen zijn niet geschikt voor analyse van knobbelvervangende restauraties (Rees en Jacobsen, 1998). De huidige methoden voor het verkrijgen van

gegevens voor het model, zoals het in coupes snijden van gebitselementen (Ho *et al*, 1994), het overnemen van gegevens uit een anatomische atlas (Darendeliler *et al*, 1992) of het handmatig overtrekken van computertomografie(CT)-scans (Telli en Gulkan, 1998), hebben beperkingen. De beperkingen hebben betrekking op de arbeidsintensieve procedures, de matige resolutie van de CT-scan of een gebrek aan informatie over de interne structuren van een gebitselement.

Dit artikel beschrijft een methode om een gedetailleerd en bovendien relatief eenvoudig te construeren 3-D FE-model te ontwikkelen van een premolaar met een knobbelvervangende adhesieve restauratie. Hierbij werd gebruikgemaakt van een micro-CT(μ CT)-techniek. Om de bruikbaarheid van het model te demonstreren, werden krimpspanningen tijdens en na het polymerisatieproces van composiet geanalyseerd.

Materiaal en methode

Modelontwikkeling

Een geëxtraheerde gave bovenpremolaar werd geplaatst in een μ CT-scanner (Scanco Micro CT 20[®]). Er werd een scanraster met een resolutie van 13 μ m gebruikt. De dikte van de scancoupe was 25 μ m. De verschillende weefsels waren duidelijk zichtbaar (afb. 2). Hierna werd in de premolaar een conventionele MOD-preparatie uitgevoerd. Vervolgens werd een fractuur van de buccale knobbel gesimuleerd, onder een hoek van 45 graden met de lengteas van het gebitselement. De premolaar werd gerestaureerd met composiet en opnieuw gescand.

Elke scancoupe werd op een computerscherm geprojecteerd en de tandweefsels en het restauratiemateriaal werden geïdentificeerd. Met behulp van de Mentat Preprocessor[®] werd over dit beeld een tweedimensionaal raster gelegd. Deze stap in de ontwikkeling van het netwerk was de enige handmatige. De rasters werden

Samenvatting

Trefwoorden:

- Restauratieve tandheelkunde
- Eindige-elementenmethode
- Composiet

Uit ¹de sector Orale Functie-
leer, ²de sector Preventieve
en Curatieve Tandheel-
kunde en ³het Biomechanica
Laboratorium, afdeling
Orthopaedie, van het Uni-
versitair Medisch Centrum
Sint Radboud in Nijmegen.

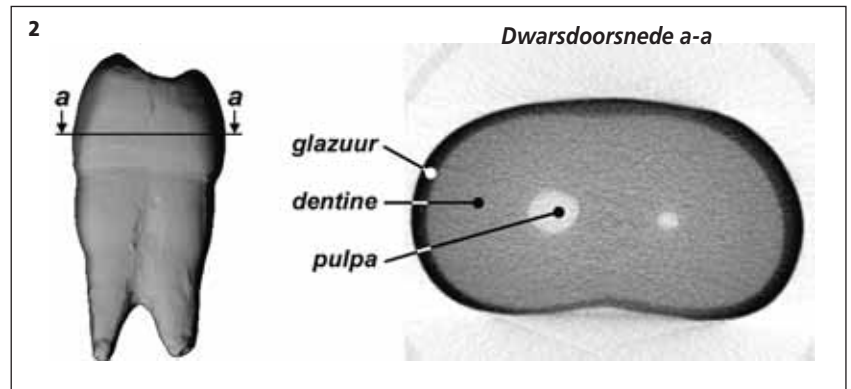
*Dit artikel is gebaseerd op
de volgende twee artikelen:
Verdonschot N, Fennis
WMM, Kuijs RH, Stolk J,
Kreulen CM, Creugers NHJ.
Generation of 3-D finite
element models of restored
human teeth using micro-CT
techniques. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 310-315 én
Barink M, Mark PCP van der,
Fennis WMM, Kuijs RH,
Kreulen CM, Verdonschot N.
A 3-D finite element model
of the polymerization pro-
cess in dental restorations.
Biomater 2003; 24: 1427-
1435.

Datum van acceptatie:
12 december 2002.

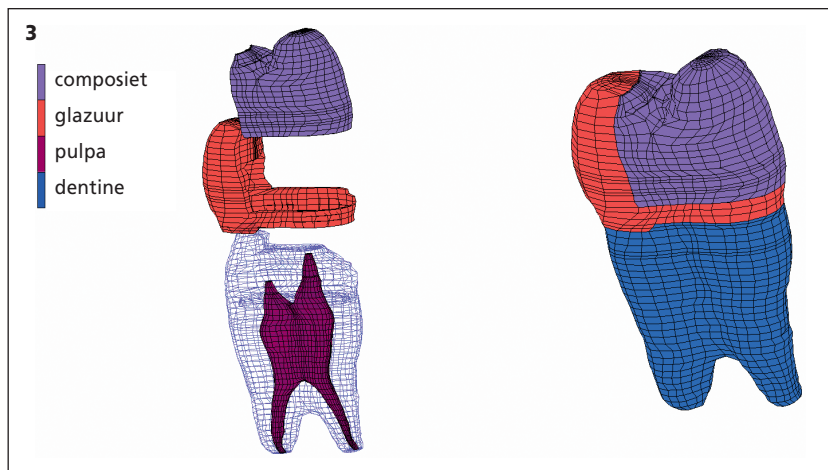
Adres:
W.M.M. Fennis
UMC St Radboud
Huispoort 117
Postbus 9101
6500 HB Nijmegen
w.fennis@dent.umcn.nl



Afb. 1. Bovenpremolair met knobbelfractuur.



Afb. 2. Driedimensionale reconstructie van de premolair met een dwarsdoorsnede waarin pulpa, dentine en glazuur duidelijk zichtbaar zijn.



Afb. 3. Driedimensionaal netwerk van de gerestaureerde premolair.

automatisch op elkaar gelegd door gebruik te maken van het coördinatensysteem van de CT-scans, waardoor een driedimensionaal netwerk ontstond (afb. 3). Hoe gedetailleerder dit netwerk, hoe nauwkeuriger het FE-model. Maar een hoog detailniveau vereist een lange computerrekeningtijd. Daarom is gekozen voor een limiet aan de detailweergave, waarbij toch nog accurate berekeningen mogelijk zijn binnen een acceptabele verwerkingstijd.

Toepassing

Om aan te tonen dat met het model een driedimensionale geometrie kan worden geanalyseerd, werd het polymerisatieproces van composiet gesimuleerd. Composiet vertoont twee tegengestelde eigenschappen tijdens de polymerisatie: krimp en visco-elasticiteit. De polymerisatiekrimp leidt, vanwege de hechting aan

den (Davidson *et al*, 1984; Martin *et al*, 1999).

Het gedetailleerd meten van de krimpspanningen in een testopstelling is voor deze configuratie niet haalbaar. FE-simulaties maken het mogelijk de grootte van deze krimpspanningen te berekenen en na te gaan welke locaties het meest gevoelig zijn voor mislukken.

Voor simulatie van het polymerisatieproces in het 3-D FE-model zijn bekende polymerisatiegegevens nodig (Hübsch, 1995; Hübsch *et al*, 1999; Hübsch *et al*, 2000). Deze zijn eerder toegepast op adhesieve inlays en direct geplaatste composietrestauraties in een klasse I-caviteit (Hübsch *et al*, 2000). Het in dat onderzoek gebruikte axisymmetrische model was echter niet toereikend om de knobbelvervangende restauratie te analyseren. Bovendien werden de effecten van de polymerisatie slechts op één moment getoond. Het is echter juist belangrijk vast te stellen hoe de spanningen zich ontwikkelen in het verloop van de tijd, omdat hiermee het polymerisatiemechanisme inzichtelijker wordt gemaakt.

De belangrijkste bekende tijdsafhankelijke polymerisatieparameters (krimp, elasticiteitsmodulus, viscositeit en Poisson-ratio) werden geïmplementeerd in het 3-D FE-model. De parameters werden berekend met

Tabel 1. Tijdsafhankelijke polymerisatieparameters voor een chemisch hardend composiet (naar Hübsch, 1995 en Hübsch *et al*, 1999).

Tijd (min)	Elasticiteitsmodulus (N/mm ²)	Viscositeit (N/mm ² min)	Krimp (%)	Poisson-ratio
0,0	40	1000	0	0,45
2,5	40	1000	1,25	0,45
5,0	700	12900	1,93	0,30
7,5	2140	14480	2,20	0,21
10,0	3800	18400	2,31	0,21
12,5	4600	36000	2,37	0,21
15,0	5400	53700	2,41	0,21
900,0	5400	53700	2,41	0,21

Tabel 2. Mechanische eigenschappen van de tandweefsels.

	Elasticiteitsmodulus (N/mm ²)	Poisson-ratio
Dentine	186000	0,31
Glazuur	841000	0,30
Pulpa	2	0,45

gegevens uit de eerder genoemde onderzoeken van Hübsch met een chemisch uithardend composiet (P10[®]) (tab. 1). De mechanische eigenschappen van de tandweefsels zijn weergegeven in tabel 2.

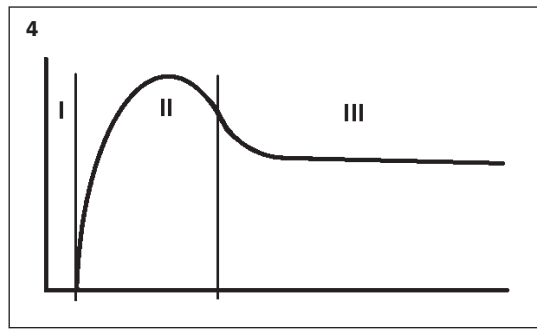
Voor de simulatie werd aangenomen dat het polymerisatieproces stopt na 15 minuten. Gedurende deze periode werden de polymerisatie-effecten op elke hele minuut bepaald. Na 15 minuten werden de stappen verlengd tot 5 minuten. De FE-software berekende de spanningen in de verschillende tandweefsels en het restauratiemateriaal en de spanningen op het hechtvlak tussen de restauratie en de tandweefsels. De simulatie ging door tot 525 minuten na de start van de polymerisatie. Er moet worden opgemerkt dat de materiaaleigenschappen gelijk werden gehouden na beëindiging van het polymerisatieproces. Vandaar dat de spanningen na 15 minuten alleen kunnen veranderen als gevolg van een geringe overgebleven visco-elasticiteit.

Resultaten

De spanningspatronen die in de verschillende tandweefsels en het restauratiemateriaal werden gegenereerd, waren complex georiënteerd (driedimensionaal) en konden niet vereenvoudigd in één vlak worden weergegeven.

De spanning ontwikkelde zich in drie fasen. In het begin van het polymerisatieproces was er weinig spanningsopbouw vanwege het viskeuze gedrag van het composiet (fase I, afb. 4). Vervolgens namen de spanningen toe als gevolg van de krimp en de verminderde visco-elasticiteit (fase II). In de derde tijdsperiode (fase III) nam de spanning aanvankelijk snel af. De spanningsafname werd kleiner met het verstrijken van de tijd als gevolg van de afnemende visco-elasticiteit.

De mate van spanningsopbouw en -afname hing af van de locatie in de restauratie (afb. 5). Aan het eind van de polymerisatiefase (fase II) werden relatief hoge spanningen (tot 15 MPa) opgebouwd in het composiet vlakbij het hechtvlak. Door de adhesieve verbinding met de premolaar kon het composiet hier niet vrij krimpen. Meer naar de buitenkant van de restauratie werd minder spanning opgebouwd doordat het composiet daar wel vrij kon krimpen. Met betrekking tot de spanningsafname in de tijdsperiode na de polymerisatie (fase III)



Afb. 4. Weergave van de ontwikkeling van spanningen in de materialen en in het hechtvlak.

werd een gradatie waargenomen: hoe groter de afstand tot het hechtvlak, hoe groter de spanningsafname.

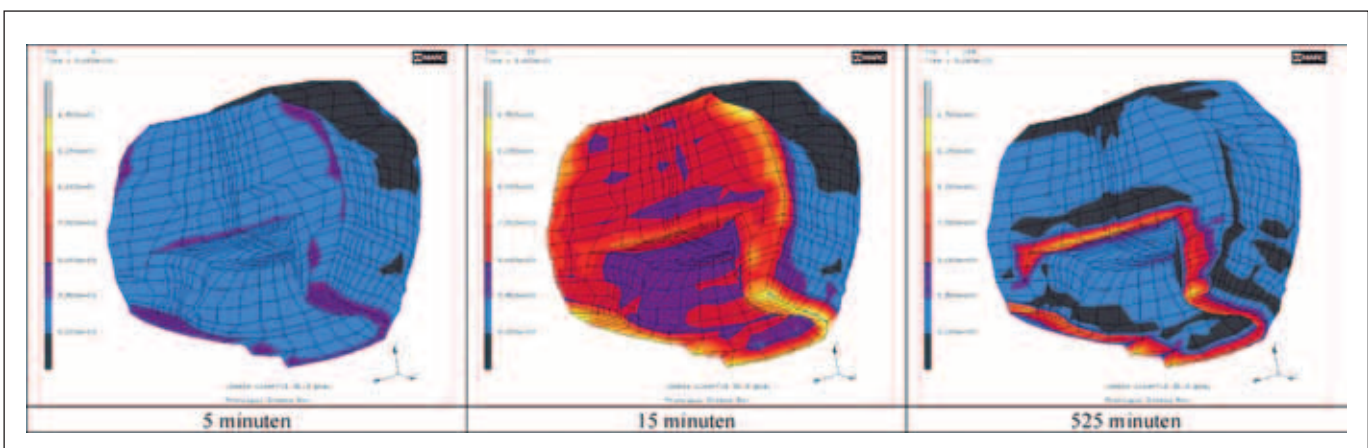
De spanningsopbouw op het hechtvlak was ook afhankelijk van de mate waarin het materiaal vrij kon krimpen. Hoge spanningen werden gevonden op locaties met onregelmatige geometrie en dientengevolge hoge weerstand tegen krimp.

De spanningen in het composiet werden vooral opgebouwd in de tijdsperiode tussen 2 en 8 minuten. In deze periode vond 0,95 volumeprocent krimp plaats, hetgeen gelijk is aan ongeveer 40% van de totale krimp tijdens de polymerisatie. Aan het eind van de polymerisatieperiode waren de piekspanningen in het composiet ongeveer 4 MPa. Na 525 minuten waren deze spanningen verminderd tot ongeveer 1 MPa. Op het hechtvlak ontwikkelden zich schuif-, trek- en drukspanningen. De hoogste trekspanningen op het hechtvlak waren ongeveer 6 MPa aan het eind van het polymerisatieproces. Deze namen af tot 1,5 MPa aan het eind van de meetperiode. De hoogste schuifspanning aan het eind van de polymerisatiefase was ongeveer 5,5 MPa en deze nam af tot 2,5 MPa. De trekspanningen namen dus meer af dan de schuifspanningen.

Discussie

Dit artikel beschrijft de FE-modellering en het verkrijgen van gegevens voor het model als één procedure. De essentie is dat het een ongecompliceerde procedure is die kan worden uitgevoerd met minimale handmatige interventie. Micro-CT-scanners met een resolutie van ongeveer 10 micron zijn nog niet eerder gebruikt om interne en externe karakteristieken van gerestaureerde gebitselementen te bepalen. Conventionele CT-scan-

Afb. 5. Spanningsverdeling in het composiet op verschillende tijdstippen (apicaal aanzicht).



Tabel 3. Overzicht van veiligheidsfactoren.

	Spanning na polymerisatie (MPa)	Sterkte (MPa)	Veiligheidsfactor (spanning/sterkte)
Trekspanning in composiet	4	40-60*	10-15
Schuifspanning in hechtvlak aan glazuur	5,5	15,5 (sd 3,0) tot 23,7 (SD 5,6)**	2,8 tot 4,3
Trekspanning in hechtvlak aan dentine	6	9,2 (sd 6,3)***	1,5
Schuifspanning in hechtvlak aan dentine	5,5	13,0 (sd 6,3)***	2,4

* Eldiwany *et al*, 1993

** Barkmeier en Cooley, 1992

*** Al-Salehi en Burke, 1997

ners zijn in het verleden wel gebruikt (Telli en Gulkan, 1998), de resolutie was echter ongeveer 100 maal groter. Bovendien werden de gegevens van de CT-scans handmatig overgetrokken op papier. Zodra ze in digitaal formaat waren, werden de omtreklijnen of dwarsdoorsneden gemanipuleerd om zodoende een FE-model te maken. Dit arbeidsintensieve proces is gevoelig voor geometrische onnauwkeurigheden, ongeacht de mate van verfijning van het FE-netwerk (Korioth en Versluis, 1997). Omdat in het huidige model de digitale gegevens van de CT-scans direct zijn gebruikt, was het coördinatensysteem om de omtreklijnen te stapelen identiek aan die van de CT-scans. Onnauwkeurigheden in oriëntatie waren daardoor afwezig.

Het bleek mogelijk om met het 3-D FE-model het polymerisatieproces van composiet te simuleren. Het patroon van de initiële spanningsopbouw en de daaropvolgende spanningsafname in de periode na de polymerisatie worden waarschijnlijk grotendeels bepaald door de eigenschappen van de tandweefsels en het restauratiemateriaal. De hoeveelheid spanningsopbouw en -afname hangt echter ook af van variaties in de cavietsgeometrie en de gekozen restauratieprocedures.

In dit model waren de spanningen maximaal aan het eind van het polymerisatieproces. De grootte van de spanningen kan alleen dienen als een indicatie voor mislukken. De resultaten laten zien dat de spanningen in de bulk van het composiet relatief laag waren. De maximale trekspanningen van ongeveer 4 MPa aan het eind van het polymerisatieproces betekenen, met een treksterkte van het materiaal van 40-60 MPa, een zogenaamde veiligheidsfactor van 10-15 (Eldiwany *et al*, 1993). De spanningen op het hechtvlak hebben een lagere veiligheidsfactor. Voor de hechting aan glazuur is de veiligheidsfactor voor schuifspanningen 2,8 tot 4,3. De veiligheidsfactor voor de hechting aan dentine is 1,5 voor trekspanningen en 2,4 voor schuifspanningen (tab. 3). De oriëntatie van spanningen in experimenten waarbij de trek- en schuifsterkte werden bepaald, komen niet overeen met de spanningsverdeling in de in dit experiment onderzochte restauratiegeometrie. De verdeling van spanningen in de knobbeltvervangende restauratie is veel complexer, hetgeen waarschijnlijk leidt tot lagere veiligheidsfactoren. Hoewel in deze simulatie de spanningen in het hechtvlak binnen acceptabele grenzen bleven is het duidelijk dat mislukken van het hechtvlak waarschijnlijker is dan mislukken van het composiet.

Klinische toepassing

De ontwikkeling van het 3-D FE-model maakte deel uit van een onderzoeksproject dat het klinische gedrag van een knobbeltvervangende adhesieve restauraties bestudeert. De toepassing van de FE-methode met betrekking tot de simulatie van het polymerisatieproces van composiet is een illustratie van de mogelijkheden van het gedetailleerde model. Het model laat zien dat de kans op mislukken van de materialen een complexe interactie is tussen verschillende mechanische eigenschappen (in dit voorbeeld de spanning en sterkte). Het gedetailleerde 3-D FE-model maakt analyse van de mechanische effecten van geometrische variaties en klinische procedures in tandheelkundige restauraties mogelijk. Dit geldt niet alleen voor de simulatie van het polymerisatieproces, maar ook voor de analyse van het effect van fysiologische belasting op de restauratie. Op grond van de resultaten kan een optimale restauratietechniek worden gekozen.

Literatuur

- AL-SALEHI SK, BURKE T. Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence Int* 1997; 28: 717-723.
- BARKMEIER WW, COOLEY RL. Laboratory evaluation of adhesive systems. *Oper Dent* 1992; 5: 50-61.
- DARENDELLER S, DARENDELLER H, KINOGLU T. Analysis of a central maxillary incisor by using a three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil* 1992; 19: 371-383.
- DAVIDSON CL, GEE AJ DE, FEILZER AJ. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res* 1984; 12: 1396-1399.
- ELDIWANY M, POWERS JM, GEORGE LA. Mechanical properties of direct and post-cured composites. *Am J Dent* 1993; 6: 222-224.
- FENNIS WMM, KUIJS RH, KREULEN CM, ROETERS FJM, CREUGERS NHJ, BURGERSDIJK RCW. A survey of cusp fractures in a population of general practices. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 559-563.
- HO MH, LEE SH, CHEN HH, LEE MC. Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1994; 72: 367-372.
- HÜBSCH PF, MIDDLETON J, FEILZER AJ. Identification of the constitutive behaviour of dental composite cements during curing. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 1999; 2: 245-256.
- HÜBSCH PF. A numerical and analytical investigation into some mechanical aspects of adhesive dentistry. Swansea: University of Wales, 1995. Academisch proefschrift.
- HÜBSCH PF, MIDDLETON J, KNOX J. A finite element analysis of the stress at the restoration-tooth interface comparing inlays and bulk fillings. *Biomater* 2000; 21: 1015-1019.
- KORIOH TW, VERSLUIS A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis.

Crit Rev Oral Biol Med 1997; 8: 90-104.

- MARTIN N, JEDYNAKIEWICZ NM, WILLIAMS DF. Cuspal deflection during polymerisation of composite lutes of ceramic inlays. J Dent 1999; 27: 29-36.
- PLASMANS PJJM, CREUGERS NHJ, MULDER J. Long term survival of extensive amalgam restorations. J Dent Res 1998; 77: 453-460.
- REES JS, JACOBSEN PH. The effect of cuspal flexure on a buccal Class V restoration: a finite element study. J Dent 1998; 26: 361-367.
- ROETERS FJM. The extended use of adhesive restorative systems. In: Dondi dall'Orologio G, Prati C (eds). Factors influencing the quality of composite restorations; theory and practice. Carimate (Como): Ariesdue S.r.l., 1996.
- TELLI C, GULKAN P. Stress analysis during root canal filling by vertical and lateral condensation procedures: a three dimensional finite element model of a maxillary canine tooth. Br Dent J 1998; 185: 79-86.

A finite element model of a cusp-replacing adhesive restoration

This article describes the development of a three-dimensional finite element model of a premolar, based on a micro-scale computed tomographic data-acquisition technique. Using the model shrinkage stresses were analysed during and after the polymerisation process of resin composite. The stress patterns generated were three-dimensional. The results of this study indicate that failure of the interface is more probable than failure of the composite material. The described procedure is a relatively easy method to produce a highly detailed 3-D finite element model of a premolar with an adhesive cups-replacing restoration.

Summary

Key words:

- Restorative dentistry
- Finite element method
- Composite