



(12) CERERE DE BREVET DE INVENȚIE

(21) Nr. cerere: a 2011 01323

(22) Data de depozit: 06.12.2011

(41) Data publicării cererii:
30.09.2013 BOPI nr. 9/2013

(71) Solicitant:
• UNIVERSITATEA BABEȘ-BOLYAI
CLUJ-NAPOCA, INSTITUTUL DE
CERCETĂRI ÎN CHIMIE RALUCA RIPAN,
STR. MIHAIL KOGĂLNICEANU NR. 1,
CLUJ-NAPOCA, CJ, RO

(72) Inventatori:
• FURTOS GABRIEL, STR.PRINCIPALĂ
NR.108, SAT POPEȘTI, BH, RO;
• BALDEA BOGDAN,
STR. DR. IOAN MUREȘAN NR. 53, SC. B,
AP. 4, TIMIȘOARA, TM, RO;

• SILAGHI DUMITRESCU LAURA,
STR. FLORILOR NR. 101,
COMUNA FLOREȘTI, CJ, RO;
• PREJMEREAN CRISTINA,
BD. 1 DECEMBRIE 1918 NR. 24,
CLUJ- NAPOCA, CJ, RO;
• BOBOIA STANCA, STR. LIBERTĂȚII NR.4,
AP.15, TURDA, CJ, RO;
• SAROȘI CODRUȚA,
STR. EMIL RACOVIȚĂ NR. 2A, GHERLA,
CJ, RO

(54) DISPOZITIV CORONO-RADICULAR PREFABRICAT DE TIP
COMPOZIT RADIOOPAC ARMAT CU FIBRE DE STICLĂ

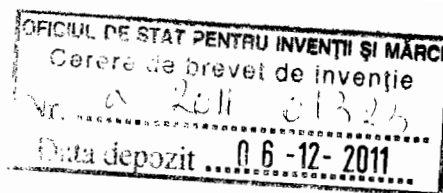
(57) Rezumat:

Invenția se referă la un produs stomatologic utilizat ca dispozitiv corono-radicular în stomatologie. Produsul conform invenției este de tip compozit armat cu fibră de sticlă, fiind constituit din 50...80% fibre de sticlă având o densitate de 2400 tex și diametrul filamentului de

27 μm, o rășină organică, de tip amestec de monomeri dimetacrilici și, eventual, o umplutură anorganică radioopacă, de tip oxid de zirconiu.

Revendicări: 2





DESCRIERE

Inventia se refera la un dispozitiv corono-radicular radioopac pe baza de rasini dimetaacrilice armat cu fibre de sticla cu aplicabilitate in protetica stomatologica pentru tratamente ce vizeaza reconstituiri directe.

Esecul dintilor cu tratament endodontic constituie o problemă importantă a protectiei dentare actuale. Decizia clinicianului în practica curentă de a utiliza un material sau o anumită tehnică de restaurare este dificilă datorită numărului mare de optiuni existente, în realitate aproape toate materialele dentare de restaurare au fost utilizate pentru restaurarea dintilor după tratamentul endodontic [1].

In trecut, dispozitivele corono-radiculare (**DCR**) (prefabricate sau turnate) erau realizate din diferite aliaje, iar influenta design-ului acestora asupra riscului de fractură a rădăcinilor dentare a fost pe deplin investigată. **DCR** - urile cu modul de elasticitate apropiat de cel al dentinei sunt preferate astăzi și datorită proprietăților mecanice favorabile pentru tesuturile pe care le restaurează, dar și din rațiuni estetice [1].

Avantajele DCR-ului confectionat din compozit armat cu fibre de sticla sunt usurinta realizarii restaurarii și ablatiei, respectiv aspectele estetice. Un astfel de material are avantaje în comparatie cu DCR metalice: modul de elasticitate apropiat de al dentinei inducând un stress mai mic în canalul radicular [2]. Alte avantaje ale DCR compozite armate cu fibre de sticla sunt: culoarea apropiata de cea a dintelui, translucența, lipsa posibilitatii de corodare în contact cu fluidele bucale. Acest lucru face ca DCR prefabricate cu fibre de sticla să fie cerute în mod deosebit în stomatologie. Unele DCR cu fibre de sticla au o radioopacitate scăzută, ceea ce poate crea probleme în vizualizarea radiografică. Un alt dezavantaj al acestor materiale este dificultatea adeziunii cimentului dentar la DCR datorită lipsei dublelor legături nepolimerizabile la suprafața DCR [3], fapt care conduce la existența unor cazuri de esecuri în adeziunea la rasinile compozite.

Prezenta invenție prezintă elaborarea unui nou dispozitiv corono radicular de tip compozit armat cu fibre de sticla cu radioopacitate crescută capabil să prezinte o foarte bună vizualizare radiologică în comparatie cu smaltul și dentina umană.

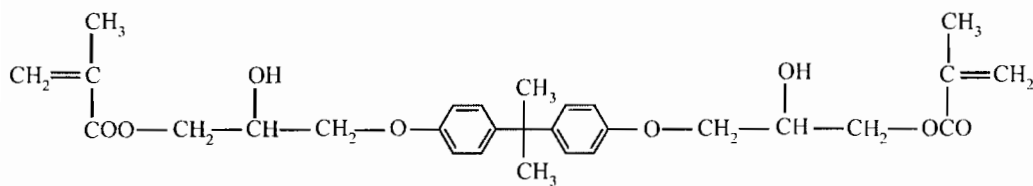
Inventia de fata rezolva neajunsurile DCR conventionale prin folosirea unor agenti radiopacizanti în structura matriciei polimerice a DCR, fara ca aceasta să afecteze

Signature

proprietatile fizico-mecanice ale materialului. De asemenea, prin silanizarea suprafetei DCR, se realizeaza o legatura chimica intre fibra de sticla si matricea polimerica.

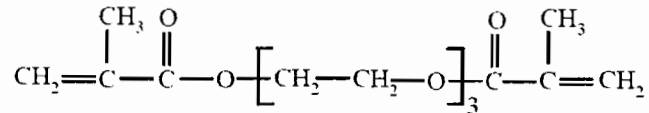
Produsul stomatologic DCR de tip compozit armat cu fibre de sticla, conform inventiei, se prezinta sub forma bicomponenta, o rasina organica formata dintr-un amestec de monomeri dimetacrilici si un roving de fibre de sticla de tip AR si umplutura anorganica radioopaca.

Matricea organica se realizeaza prin amestecarea monomerului A- 2,2-bis[4-(2-hidroxi-3-metacriloxipropoxi)fenil]-propan (Bis-GMA) cu formula generala:



monomer A

cu dimetacrilat de trietilenglicol (DMTEG), monomerul B, avand formula:



monomer B

Matricea organica se obtine prin amestecarea componentului A in proportie de 40-80% cu componentul B in proportie de 60-20%.

La acest amestec de monomeri se adauga sistemul de initiere fotochimic: acceleratorul de polimerizare de tip amina (dimetilaminoetil metacrilat DMAEM) in proportie de 0,5-1,5%, fotoinitiatorul de polimerizare de tip chinona (camforchinona, CQ) in concentratie de 0,1-1,5%, inhibitorul de polimerizare (butilat hidroxitoluen BHT) in concentratie de 0,05-0,1% si stabilizatorul UV (2-hidroxi-4n-octoxi-benzofenona Chimassorb 81) 0,1%, (aditivii sunt exprimati in procente de greutate fata de amestecul de monomeri).

Pentru armarea DCR, s-au folosit fibre de sticla de tip AR sub forma de roving continuu cu urmatoarea compozitie oxidica: SiO₂ 55-75%, ZrO₂ 15-20% , oxizi alcalini

Handwritten signature

(Na₂O si/sau K₂O) 11-21% , oxizi alcalino-pamantosi (CaO si/sau MgO) 0-6% , B₂O₃ 0-2% , Al₂O₃ 0-5% , TiO₂ 0-3% , F₂ 0-2 %.

Pentru prepararea DCR, firele de sticla roving (2400 tex , diametru 27 μm) tensionate se trec printr-o baie care contine matricea organica in care este dispersata pulberea radioopaca. Rasina patrunde usor intre monofilamentele care compun firul de roving. Fibrele de sticla impregnate cu rasina se trec apoi prin pultrusie printr-un tub de sticla cu diametrul interior de 1,5 mm.

DCR-urile se intaresc prin fotopolimerizare, urmata de polimerizare termica. Pentru intarirea DCR, rovingul impregnat cu rasina se expune initial la o radiatie vizibila in domeniul 400-500 nm, timp de 40 secunde. Radiatia in vizibil este generata de o lampa stomatologica. Dupa intarirea prin iradiere in vizibil, DCR se supune tratamentului termic, in etuva, la o temperatura de 100⁰C timp de 60 min. In final, rezulta un DCR radioopac, de tip compozit armat cu fibra de sticla, cu grad de conversie a monomerilor crescut si valori ale proprietatilor mecanice mari.

Pentru determinarea radioopacitatii DCR s-a folosit urmatoarea metoda Radiopacitatea DCR din fibre de sticla impreuna cu elaloanele de aluminiu de grosimi crescatoare de la 1 mm la 5 mm au fost asezate pe un senzor intraoral (XIOS Plus (Sirona)). Probele au fost radiografiate cu un aparat de tip Intraoral X-Ray Soredex (Minray) utilizand setarile 70 kV, 7 mA, 0.04 sec, cu o distanta fata de probe fixata la 30 cm. Imaginile radiologice au fost prelucrate imagistic prin masurarea valorii medii de gri din fiecare zona de interes. Defectele constand in bule de aer in material au fost excluse a fi masurate. Valorile obtinute in pixli pentru radiopacitate au fost convertite pe baza curbei de calibrare pixeli/mmAl in mmAl.

Exemplul 1:

Se realizeaza o compozitie a matricii organice (rasinii de impregnare) din urmatorii componentii: Bis-GMA 60%, DMTEG 40%, CQ 0,5%, DMAEM 1%, BHT 0,065% , Chimassorb 81 0,1% (aditivii sunt raportati la amestecul de monomeri). Pentru aceasta se cântaresc 60 g din Bis-GMA intr-un reactor de sticla (1) de culoare neagra. Intr-un alt reactor (2) se introduce DMTEG în cantitate de 40 g în care se dizolva 0,5 g CQ; 1 g DMAEM 0,065 g BHT si respectiv Chimassorb 81 in cantitate de 0,1g. Dupa

Handwritten signature

completa dizolvare a celor trei aditivi (cca 30 minute sub agitare), amestecul omogen se adauga peste monomerul Bis-GMA din reactorul 1. Lichidul obtinut este mentinut sub agitare continua timp de 2 ore, pentru omogenizare. Dupa 2 ore, amestecul este omogenizat complet si se poate folosi ca si rasina pentru impregnarea fibrelor de sticla. Toate operatiile de la prepararea matricei organice se realizeaza într-o încăpere ferita de lumina (camera obscura).

Exemplul 2:

Se realizeaza o compozitie a rasinii de impregnare din urmatoorii componentii: Bis-GMA 50%, DMTEG 50%. CQ se adauga in proportie de 0,5%, DMAEM 1%, BHT 0,065% , iar Chimassorb 81 in proportie de 0,1% fata de amestecul de monomeri. Matricea organica 2 se prepara la fel ca si matricea de la exemplul 1 cu deosebirea ca in reactorul 1 se introduc 50 g din monomerul Bis-GMA , iar in reactorul 2 se introduc 50 g DMTEG.

Exemplul 3

Se realizeaza un DCR din 70% fibre de sticla AR sub forma de roving continuu, avand diametrul filamentului 27 μm , densitatea 2400 tex, compozitia oxidica: SiO_2 55-75%, ZrO_2 15-20% , oxizi alcalini (Na_2O si/sau K_2O) 11-21% , oxizi alcalino-pamantosi (CaO si/sau MgO) 0-6% , B_2O_3 0-2% , Al_2O_3 0-5% , TiO_2 0-3% , F_2 0-2 % , care se tensioneaza si se trece printr-o baie care contine matricea organica de la punctul 1 in proportie de 30%. Dupa impregnarea cu rasina si indepartarea excesului de pe suprafata fibrelor, DCR-ul se intareste prin expunerea initiala la o radiatie vizibila in domeniul 400-500 nm, timp de 40 secunde. Radiatia in vizibil este generata de o lampa stomatologica, marca Optilux, 501. Dupa intarirea prin iradiere in vizibil, DCR se supune tratamentului termic la temperatura de 100°C timp de 60 min. Se obtine un DCR de tip compozit armat cu fibre de sticla avand radioopacitatea egala cu 2,9 mm Al.

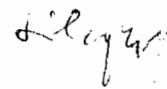


Exemplul 4

Se realizeaza un DCR din 70% fibre de sticla AR sub forma de roving continuu, avand diametrul filamentului 27 μm , densitatea 2400 tex, compozitia oxidica: SiO_2 55-75%, ZrO_2 15-20% , oxizi alcalini (Na_2O si/sau K_2O) 11-21% , oxizi alcalino-pamantosi (CaO si/sau MgO) 0-6% , B_2O_3 0-2% , Al_2O_3 0-5% , TiO_2 0-3% , F_2 0-2 % , care se tensioneaza si se trece printr-o baie care contine matricea organica de la punctul 1 in proportie de 25,5% si respectiv 4,5% ZrO_2 care se gaseste dispersat in matricea organica. Dupa impregnarea cu rasina si indepartarea excesului de pe suprafata fibrelor, DCR-ul se intareste prin expunerea initiala la o radiatie vizibila in domeniul 400-500 nm, timp de 40 secunde. Radiatia in vizibil este generata de o lampa stomatologica, marca Optilux, 501. Dupa intarirea prin iradiere in vizibil, DCR se supune tratamentului termic la temperatura de 100⁰C timp de 60 min. Se obtine un DCR de tip compozit armat cu fibre de sticla avand radioopacitatea egala cu 5 mm Al.

Exemplul 5

Se realizeaza un DCR din 70% fibre de sticla AR sub forma de roving continuu, avand diametrul filamentului 27 μm , densitatea 2400 tex, compozitia oxidica: SiO_2 55-75%, ZrO_2 15-20% , oxizi alcalini (Na_2O si/sau K_2O) 11-21% , oxizi alcalino-pamantosi (CaO si/sau MgO) 0-6% , B_2O_3 0-2% , Al_2O_3 0-5% , TiO_2 0-3% , F_2 0-2 % , care se tensioneaza si se trece printr-o baie care contine matricea organica de la punctul 1 in proportie de 20 % si respectiv 10 % ZrO_2 care se gaseste dispersat in matricea organica. Dupa impregnarea cu rasina si indepartarea excesului de pe suprafata fibrelor, DCR-ul se intareste prin expunerea initiala la o radiatie vizibila in domeniul 400-500 nm, timp de 40 secunde. Radiatia in vizibil este generata de o lampa stomatologica, marca Optilux, 501. Dupa intarirea prin iradiere in vizibil, DCR se supune tratamentului termic la temperatura de 100⁰C timp de 60 min. Se obtine un DCR de tip compozit armat cu fibre de sticla avand radioopacitatea egala cu 8,5 mm Al.



Exemplul 6

Se realizeaza un DCR din 77 % fibre de sticla AR sub forma de roving continuu, avand diametrul filamentului 27 μm , densitatea 2400 tex, compozitia oxidica: SiO_2 55-75%, ZrO_2 15-20% , oxizi alcalini (Na_2O si/sau K_2O) 11-21% , oxizi alcalino-pamantosi (CaO si/sau MgO) 0-6% , B_2O_3 0-2% , Al_2O_3 0-5% , TiO_2 0-3% , F_2 0-2 % , care se tensioneaza si se trece printr-o baie care contine matricea organica de la punctul 2 in proportie de 23%. Dupa impregnarea cu rasina si indepartarea excesului de pe suprafata fibrelor, DCR-ul se intareste prin expunerea initiala la o radiatie vizibila in domeniul 400-500 nm, timp de 40 secunde. Radiatia in vizibil este generata de o lampa stomatologica, marca Optilux, 501. Dupa intarirea prin iradiere in vizibil, DCR se supune tratamentului termic la temperatura de 100°C timp de 60 min. Se obtine un DCR de tip compozit armat cu fibre de sticla avand radioopacitatea egala cu 3,5 mm Al.

Bibliografie:

1. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A.

Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies).

Quintessence Int. 2008 Feb; 39(2):117-29. Review.

2. Schmitter M, Rammelsberg P, Gabbert O, Ohlmann B.

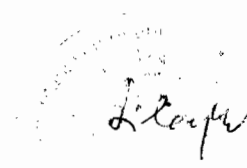
Influence of clinical baseline findings on the survival of 2 post systems: a randomized clinical trial.

Int J Prosthodont. 2007 Mar-Apr; 20(2):173-8.

3. Torbjörner A, Fransson B.

Biomechanical aspects of prosthetic treatment of structurally compromised teeth.

Int J Prosthodont. 2004 Mar-Apr; 17(2):135-41. Review.



REVENDICARI

1. Dispozitiv corono-radicular armat cu fibre de sticla, **caracterizat prin aceea ca** este constituit din 50-80 % fibre de sticla AR sub forma de roving continuu, cu diametrul filamentului 27 μm , densitatea 2400 tex si compozitia oxidica: SiO_2 55-75%, ZrO_2 15-20%, oxizi alcalini (Na_2O si/sau K_2O) 11-21% , oxizi alcalino-pamantosi (CaO si/sau MgO) 0-6% , B_2O_3 0-2% , Al_2O_3 0-5% , TiO_2 0-3% , F_2 0-2 % , si o rasina organica cu sau fara continut de ZrO_2 depusa pe firele de sticla.

2. Dispozitiv corono-radicular, conform revendicarii 1, **caracterizat prin aceea ca** rasina organica este alcatuita din urmatoorii componentii: monomerul 2,2-bis[4-(2-hidroxi-3-metacriloxipropoxi)fenil]-propan in proportie de 40-80% si dimetacrilatul de trietilenglicol in proportie de 20-60% in care se disperseaza intre 0-15% ZrO_2 ca element radioopacizant. In rasina este dizolvat sistemul de fotoinitiere alcatuit din aditivii urmatoari: dimetilaminoetil metacrilat in proportie de 0,5-1,5%, camforchinona, in concentratie de 0,1-1,5%, butilat hidroxitoluen in concentratie de 0,05-0,1% si 2-hidroxi-4n-octoxi-benzofenona in proportie de 0,05-0,5% (% aditivilor sunt exprimate fata de amestecul de monomeri).

