



УКРАЇНА

(19) UA (11) 67339 (13) U
(51) МПК (2012.01)
A61K 6/00
A61K 6/02 (2006.01)

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИ

ОПИС
ДО ПАТЕНТУ
НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

видається під
відповідальність
власника
патенту

(54) ТЕКУЧИЙ КОМПОЗИЦІЙНИЙ МАТЕРІАЛ ДЛЯ ПЛОМБУВАННЯ ЗУБІВ ПІДВИЩЕНОЇ ТЕКУЧОСТІ

1	2
(21) u201111219	при наступному співвідношенні компонентів, (мас. ч.):
(22) 21.09.2011	зв'язуюча (органічна фаза):
(24) 10.02.2012	Bis-GMA (бісфенол-А-дигліцидилметакрилат) 9,0
(46) 10.02.2012, Бюл.№ 3, 2012 р.	УДМА (уретандиметакрилат) 24,0
(72) БОРИСЕНКО АНАТОЛІЙ ВАСИЛЬОВИЧ, СОЛОВОЙОВА ТЕТЯНА МИХАЙЛІВНА, ІВАНОВ ОЛЕКСАНДР ЄВГЕНОВИЧ	ЕПО (етоксильований бісфенол-А-дигліцидилметакрилат) 14,0
(73) НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ О.О. БОГОМОЛЬЦЯ	ОКМ-2 (олігокарбонатметакрилат) 5,0
(57) Текучий композиційний матеріал для пломбування зубів підвищеної текучості, що містить Bis-GMA (бісфенол-А-дигліцидилметакрилат), ЕПО (етоксильований бісфенол-А-дигліцидилметакрилат), ОКМ-2 (олігокарбонатметакрилат), УДМА (уретандиметакрилат), силан, амін (паратолуїдин), аеросил - А-50 та 120, скло (алюмоборбарійсилікатне скло), інгібітори та стабілізатори, який відрізняється тим, що додатково містить камфарохінон, аліфатичний амін та пігменти, має консистенцію дуже текучої рідини (органічної фази 55,0 і неорганічного наповнювача - 45,0)	силан 2,2
	амін (паратолуїдин) 0,8
	неорганічний наповнювач:
	скло (алюмоборбарійсилікатне модифіковане скло) 29,5
	аеросил А-50 7,0
	аеросил А-120 (модифікований) 7,0
	ініціатори світлової полімеризації:
	камфарохінон 0,65
	аліфатичний амін 0,8
	інгібітори та стабілізатори 0,025
	пігменти 0,025.

Корисна модель, що заявляється, належить до медицини, точніше терапевтичної стоматології, а саме композиційних матеріалів, які використовують для пломбування та реставрації зубів.

На сьогоднішній день під композиційними пломбувальними матеріалами мають на увазі всі матеріали, в яких неорганічна фаза (наповнювач) спеціально вводиться для покращання якості в органічну (акрилову) основу або фазу матеріалу. Основними складовими компонентами (фазами) композиційних матеріалів є органічні акрилові мономери та неорганічні наповнювачі. Крім того, до їх складу входять силани, ініціатори полімеризації, стабілізатори, барвники та пігменти, які суттєво визначають якість композитів [1, 2, 3, 4].

Композиційні матеріали для пломбування та реставрації зубів випускають двох модифікацій: хімічної та світлової полімеризації [5, 6, 7, 8, 9]. Ці композити мають високі фізико-механічні властивості стосовно міцності матеріалу. Зазвичай ці композиційні матеріали мають пастоподібну консистенцію. Це полегшує їх введення в каріозну

порожнину та моделювання пломби (реставрації). Проте у разі застосування матеріалу світлової полімеризації досить важко приєднати такий композит до дна каріозної порожнини. Це викликане тим, що тверднення матеріалу розпочинається з його поверхні, а полімеризаційна усадка виникає з протилежного боку, тобто з боку дна каріозної порожнини. Тому приєднання матеріалу до дна поверхні є проблемою.

Для її вирішення запропоноване навскісне поширене введення матеріалу ближче до стінок каріозної порожнини та його світлова полімеризація через стінку каріозної порожнини. Проте така методика направленої полімеризації не дає змоги вирішити всі ці проблеми пломбування. При проведенні світлової полімеризації порції матеріалу світло відбивається від стінок порожнини і там виникають центри полімеризації. Таким чином в товщі матеріалу утворюються різнонаправлені ланцюжки полімерів. Вони зустрічаються в товщі полімеризованого шару, де і виникають полімери-

(13) U

(11) 67339

(19) UA

заційні напруги. Вони значно послаблюють утворення масив пломби (реставрації).

Для усунення цього недоліку композиційних пломбувальних матеріалів пастоподібної консистенції необхідно підвищити його еластичність. Цього можна досягти, надаючи матеріалу не пастоподібної консистенції, консистенції текучої рідини. Цього можна досягти двома шляхами: зменшуючи рівень наповнення композита неорганічним наповнювачем зі звичних 75 % до 30-40 %. Це дозволяє надати матеріалу властивості в'язкої текучої рідини. Цей метод використовують у багатьох текучих композитах. Проте в цьому разі значно зменшується міцність матеріалу. Іншим шляхом вирішення даної проблеми є зміни органічної матриці матеріалу, що дає змогу підвищити еластичність композита. Найбільш раціональним є комбінація цих двох шляхів надання композитам текучої консистенції: незначне зниження вмісту неорганічного наповнювача і підвищення еластичності органічної матриці композиційного матеріалу.

На сьогоднішній день текучі композиційні матеріали застосовують для лікування різноманітних уражень твердих тканин зубів. Особливо корисним виявилось їх застосування для заповнення щілин, які виникають у результаті порушення крайового прилягання пломб і реставрацій, герметизації фісур, пломбування дуже маленьких дефектів твердих тканин зубів, шинування рухомих зубів тощо. Однак у цих випадках звичайної текучості композита недостатньо для повного заповнення подібних вузьких дефектів, що потребує їх розширення, тобто додаткового видалення інтактних тканин зубів. Дану проблему можна вирішити шляхом зниження в'язкості текучого композита, що дозволить матеріалу дуже легко проникнути у вузькі дефекти твердих тканин зубів.

Найближчим аналогом-прототипом є композиційний пломбувальний матеріал світлової полімеризації текучої консистенції, що включає до свого складу органічні мономерні та зменшену кількість неорганічного наповнювача [6]. Однак у разі використання даних матеріалів виникає проблема внаслідок зменшення міцності композиційного матеріалу (практично в два рази).

Задача корисної моделі полягає у створенні композиційного пломбувального матеріалу світлової полімеризації текучої консистенції підвищеної текучості (тиксотропності), в якому кількість неорганічного наповнювача була б зменшена незначно і матеріал не втратив би своєї міцності. Це допоможе полегшити клінічне використання пломбувального матеріалу та підвищить якість пломби чи реставрації.

Технічний результат, що досягається корисною моделлю, полягає у підвищенні текучості текучого пломбувального матеріалу і, в кінцевому результаті, у підвищенні якості пломби чи реставрації.

Поставлена задача вирішується тим, що у відомому композиційному пломбувальному матеріалі, який містить Bis-GMA (бісфенол-А-дигліцидилметакрилат), ЕПО (етоксильований бісфенол-А-дигліцидилметакрилат), ОКМ-2 (олігокарбонатметакрилат), УДМА (уретандиметакри-

лат), силан, амін (паратолуїдин), аеросил - А- 50 та 120, скло (алюмоборбарійсилікатне скло), інгібітори та стабілізатори, який відрізняється тим, що додатково містить камфарохінон, аліфатичний амін та пігменти, має консистенцію дуже текучої рідини (органічної фази 55,0 і неорганічного наповнювача - 45,0) при наступному співвідношенні компонентів, (мас. ч.):

зв'язуюча (органічна фаза):	
Bis-GMA (бісфенол-А-дигліцидилметакрилат)	9,0
УДМА (уретандиметакрилат)	24,0
ЕПО (етоксильований бісфенол-А-дигліцидилметакрилат)	14,0
ОКМ-2 (олігокарбонатметакрилат)	5,0
Силан	2,2
Амін (паратолуїдин)	0,8
неорганічний наповнювач:	
Скло (алюмоборбарійсилікатне модифіковане скло)	29,5
Аеросил А-50	7,0
Аеросил А-120 (модифікований)	7,0
ініціатори світлової полімеризації:	
Камфарохінон	0,65
Аліфатичний амін	0,8
Інгібітори та стабілізатори	0,025
Пігменти	0,025.

Відмінною особливістю запропонованого текучого композиційного матеріалу підвищеної в'язкості є незначне зменшення кількості неорганічного наповнювача (з 75 % до 45 %) і досить, значні зміни вмісту окремих компонентів органічної матриці. Це дозволяє досягти ще більш текучої консистенції пломбувального матеріалу без значного зменшення міцності пломбувального матеріалу і досягти значних результатів пломбування каріозних порожнин зубів і заповнення дуже вузьких дефектів твердих тканин зубів.

Даний матеріал являє собою текучу рідину, яку витискають зі спеціального шприца у підготовлену каріозну порожнину.

Необхідний відтінок може бути підібраний безпосередньо у каріозній порожнині зуба і замінений у разі необхідності на інший без попередньої полімеризації. Підібрану порцію композиційного пломбувального матеріалу формують відповідно до форми пломбованої каріозної порожнини і полімеризують фотополімеризаційною лампою. У подальшому каріозну порожнину пошарово заповнюють необхідними відтінками композиційного матеріалу пастоподібної консистенції.

Матеріал має високу пластичність, рентгеноконтрастність, зберігає колір пломби протягом тривалого часу, не викликає значного подразнення пульпи та інших м'яких тканин порожнини рота.

Література:

1. Донский Г.И., Паламарчук Ю.Н., Павлюченко О.Н. Восстановительные и пломбирочные материалы. - Донецк: ООО «Лебедь», 1999. - 216 с.
2. Иоффе Е. Зубоврачебные заметки. - Нью-Йорк, Санкт-Петербург, 1999. - 216с.

3. Колер В. Технічні аспекти застосування системи новітніх матеріалів. Частина 1.// Новини стоматології. - 1997. - №1. – С. 24-32.

4. Колер В. Технічні аспекти застосування системи новітніх матеріалів. Частина 2.//Новини стоматології. - 1997. - №2. - С. 24-28.

5. Це Х. Новые материалы в зубном протезировании.// Клиническая стоматология. - 1997. -№2. - С. 38-41.

6. Цимбалистов А.В., Жидких В.Д., Шторина Г.Б. Светоотверждаемые композиционные материалы. - Санкт-Петербург, 2001. - 96 с.

7. Шнайдер Ф. Солитер - новый материал для прямого пломбирования жевательных зубов// Клиническая стоматология. - 1998. - №1. - С.46-49.

8. Dale B.G., Aschheim K.W. Stomatologia estetychna. - Lublin: Czelej, 1998. -232 с.

9. Summit J.B., Robbins J.W., Schwartz R.S., Santos J.J. Fundamentals of Operative Dentistry: a contemporary approach. - Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc., 2001.-576 p.