



УКРАЇНА

(19) UA (11) 67338 (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 ПІДВИЩЕНОЇ МІЦНОСТІ ДЛЯ СТВОРЕННЯ КУКСИ**

1	2	
(21) u201111218	Bis-GMA (бісфенол-А-дигліцидилметакрилат)	7,0
(22) 21.09.2011	УДМА (уретандиметакрилат)	10,0
(24) 10.02.2012	ЕПО (етоксильований бісфенол-А-дигліцидилметакрилат)	7,0
(46) 10.02.2012, Бюл.№ 3, 2012 р.	ОКМ-2 (олігокарбонатметакрилат)	3,5
(72) БОРИСЕНКО АНАТОЛІЙ ВАСИЛЬОВИЧ, СОЛОВІЙОВА ТЕТЯНА МИХАЙЛІВНА, ІВАНОВ ОЛЕКСАНДР ЄВГЕНОВИЧ	силан	1,8
(73) НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ О.О. БОГОМОЛЬЦЯ	амін (паратолуїдин)	0,7
(57) Текучий композиційний матеріал підвищеної міцності для створення кукси, що містить Bis-GMA (бісфенол-А-дигліцидилметакрилат), ЕПО (етоксильований бісфенол-А-дигліцидилметакрилат), ОКМ-2 (олігокарбонатметакрилат), УДМА (уретандиметакрилат), силан, амін (паратолуїдин), аеросил А-50, скло (алюмоборбарійсилікатне скло), інігітатори та стабілізатори, який <b>відрізняється</b> тим, що додатково містить камфарохінон, аліфатичний амін та пігменти і має консистенцію в'язкої текучої рідини (органічної фази 30,0 і підвищену кількість неорганічного наповнювача - 70,0) при наступному співвідношенні компонентів, (мас. ч.): зв'язуюча (органічна фаза):	неорганічний наповнювач: скло (алюмоборбарійсилікатне модифіковане скло) з розмірами часточок 1,5-3,0 мкм	40,0
	скло (алюмоборбарійсилікатне модифіковане скло) з розмірами часточок 0,8 мкм	19,0
	аеросил А-50	9,5
	ініціатори світлової полімеризації: камфарохінон	0,65
	аліфатичний амін	0,8
	інігітатори 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 власти-

вості стосовно міцності матеріалу. Зазвичай ці композиційні матеріали мають пастоподібну консистенцію. Це полегшує їх уведення 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 пошарове уведення 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

(13) U

(11) 67338

(19) UA

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 полімеризаційні напруги. Вони значно послаблюють утворений масив пломби (реставрації).

Для усунення цього недоліку композиційних пломбувальних матеріалів пастоподібної консистенції необхідно підвищити його еластичність. Цього можна досягти, надаючи матеріалу не пастоподібної консистенції, а консистенції текучої рідини. Цього можна досягти двома шляхами: зменшуючи рівень наповнення композиту 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 композиту. Найбільш раціональним є комбінація цих двох шляхів надання композитам текучої консистенції: незначне зниження вмісту неорганічного наповнювача і підвищення еластичності органічної матриці композиційного матеріалу.

Текучі композити знайшли дуже широке застосування при лікуванні різноманітних уражень твердих тканин зубів. Одним з варіантів застосування текучих композитів є заповнення устя корневих каналів і створення кукси при сильно зруйнованій коронці зуба. З цією метою застосовують металічні чи скловолоконні штифти, введення текучого композиту в кореневий канал. Однак міцність такої кукси є недостатньою внаслідок того, що звичайні текучі композити не мають достатньої міцності. Збільшити міцність текучого композиту можна шляхом підвищення в ньому вмісту неорганічного наповнювача і введенням до його складу наповнювача часточок більшого розміру (так званих макророзмірних часточок, розмірами 1,5-3,0 мкм).

Найближчим аналогом-прототипом є композиційний пломбувальний матеріал світлової полімеризації текучої консистенції, що включає до свого складу органічні мономери 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, в якому кількість неорганічного наповнювача була б практично не зменшена, введені часточки відносно великих розмірів і матеріал не втратив би своєї міцності. Це допоможе полегшити клінічне застосування пломбувального матеріалу і дозволить застосувати його для створення міцної кукси зуба 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, що містить Bis-GMA (бісфенол-А-дигліцидилметакрилат), ЕПО (етоксильований бісфенол-А-дигліцидилметакрилат), ОКМ-2 (олігокарбонатметакрилат), УДМА (уретандиметакрилат), силан, амін (паратолуїдин), аеросил - А-50, скло (алюмоборбарійсилікатне скло), інгібітори та стабілізатори, який відрізняється тим, що додатково містить камфарохінон, аліфатичний амін та пігменти і має консистенцію в'язкої текучої рідини (органічної фази 30,0 і підвищену кількість неорганічного наповнювача -70,0), при наступному співвідношенні компонентів, (мас. ч.):

зв'язуюча (органічна фаза):

Bis-GMA (бісфенол-А-дигліцидилметакрилат)	7,0
УДМА (уретандиметакрилат)	10,0
ЕПО (етоксильований бісфенол-А-дигліцидилметакрилат)	7,0
ОКМ-2 (олігокарбонатметакрилат)	3,5
силан	1,8
амін (паратолуїдин)	0,7
неорганічний наповнювач:	
скло (алюмоборбарійсилікатне модифіковане скло) з розмірами часточок 1,5-3,0 мкм	40,0
скло (алюмоборбарійсилікатне модифіковане скло) з розмірами часточок 0,8 мкм	19,0
аеросил А-50	9,5
ініціатори світлової полімеризації:	
камфарохінон	0,65
аліфатичний амін	0,8
інгібітори та стабілізатори	0,025
пігменти	0,025.

Відмінною особливістю запропонованого текучого композиційного матеріалу є незначне зменшення кількості неорганічного наповнювача (з 75 % до 70 %), збільшення розміру часточок наповнювача і достатньо значні зміни вмісту окремих компонентів органічної матриці. Це дозволяє досягти текучої консистенції пломбувального матеріалу без значного зменшення міцності пломбувального матеріалу, що дозволяє підвищити міцність текучого композиту і застосувати його для створення міцної кукси зуба і досягти значних результатів пломбування каріозних порожнин зубів.

Даний матеріал представляє 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 створюваної кукси і полімеризують фотополімеризаційною лампою. В подальшому створення кукси може бути використана для відновлення коронки зуба композиційним матеріалом чи штучною коронкою.

Матеріал має високу пластичність, рентгеноконтрастність, зберігає колір пломби протягом

тривалого часу, не викликає значного подразнення пульпи та інших м'яких тканин порожнини рота.

Джерела інформації:

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