



УКРАЇНА

(19) UA (11) 30492 (13) U
(51) МПК (2006)
A61K 6/02МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІОПИС
ДО ПАТЕНТУ
НА КОРИСНУ МОДЕЛЬвидається під
відповідальність
власника
патенту

(54) КОМПОЗИЦІЙНИЙ ЦЕМЕНТ ПОДВІЙНОГО ТВЕРДІННЯ ДЛЯ ЦЕМЕНТУВАННЯ НЕЗНІМНИХ ЗУБНИХ ПРОТЕЗІВ

(21) u200712902
(22) 21.11.2007
(24) 25.02.2008
(72) НЕСПРЯДЬКО ВАЛЕРІЙ ПЕТРОВИЧ, UA,
СОЛОВЙОВА ТЕТЯНА МИХАЙЛІВНА, UA,
ГАЛУШКО ЛЮБОВ ВОЛОДИМИРІВНА, UA,
ПЕТРИШИН ОЛЬГА АНДРІЇВНА, UA, БОРИСЕНКО
ДЕНИС АНАТОЛІЙОВИЧ, UA
(73) НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІМ. О.О. БОГОМОЛЬЦЯ, UA
(56)
(57) Композиційний цемент подвійного твердіння
для цементування незнімних зубних протезів, що
включає органічні мономери та неорганічні
(аеросил, перекис бензоїлу) компоненти, який
відрізняється тим, що додатково включає
наповнювач з мікрофілірованими частинками,
розмір яких не перевищує 1 мк, при наступному
співвідношенні компонентів, мас. %:
зв'язуюча (органічна фаза): основна
паста
бісфенол-А-дигліцилметакрилат 29,7

етоксильований бісфенол-А-	14,0
дигліцилметакрилат	
олігокарбонатметакрилат	25,0
уретандиметакрилат	28,0
силан	2,5
амін (паратолуїдин)	0,8
каталізуюча паста:	
бісфенол-А-дигліцилметакрилат	29,7
етоксильований бісфенол-А-	14,0
дигліцилметакрилат	
олігокарбонатметакрилат	25,0
уретандиметакрилат	28,44
силан	2,5
перекис бензоїлу	0,36
наповнювач:	
зв'язуюче	58,0
скло (алюмоборбарійсилікатне скло)	2,98
аеросил-А-100	38,4
ініціатори світлової полімеризації	0,6
інгібітори та стабілізатори	0,02,
розмір частинок наповнювача не перевищує 1мк.	

Корисна модель, що заявляється, стосується медицини, точніше ортопедичної стоматології, а саме композиційних матеріалів, які несуть функції в стоматологічному та ортодонтичному застосуванні.

Композиційні цемента випускають двох модифікацій: хімічної та світлової полімеризації [1, 2, 3, 4]. Композиційні цемента хімічної полімеризації практично не відрізняються за своїм складом від мікронаповнених композиційних матеріалів. Як і в інших композитах хімічної полімеризації вони мають загальний недолік в тому, що в за-полімеризованому матеріалі залишаються такими що не прорегували компоненти ініціаторної системи полімеризації. Цих недоліків позбавлені композиційні матеріали світової полімеризації. Але їх застосування в ортопедичній стоматології обмежено фіксацією штучних коронок повністю виготовлених з пластмаси або кераміки. Тому вони непридатні для фіксації коронок, що мають в своїй основі

металевий ковпачок. Для фіксації такого типу коронок застосовують композиційні цемента, які мають подвійний механізм полімеризації: хімічний та світловий. В Україні використовують композиційні цемента зарубіжного виробництва але їх склад не розголошується виробником [5, 6]. Аналогічні продукти в Україні, не виробляються, тому виникає необхідність в їх створенні. Важкість створення такого типу матеріалу є в суміщенні двох типів полімеризації матеріалу: хімічної та світлової, тому що вони ініціюються різними ініціаторами.

В сучасних роботах під композиційними пломбувальними матеріалами мають на увазі всі матеріали, в яких неорганічна фаза (наповнювач) спеціально вводиться для покращення якості матрикса, - органічної (акрилової) основи або фази матеріалу. Основними складовими компонентами (фазами) композиційних матеріалів є органічний мономер та неорганічні наповнювачі. Крім того, в їх склад входять силани, ініціатори полімеризації,

(13) U

(11) 30492

(19) UA

стабілізатори, барвники та пігменти, суттєво визначаючи якість композитів.

Залежно від величини неорганічних часточок розрізняють макро- та мікрофіліровані наповнювачі, мінінаповнювачі, а в залежності від способу виготовлення - мікронаповнені преполімеризати. Розміри мікрофілірованих часточок сягають від 2 до 30мк, мікрофілірованих - від 0,007 до 0,04 і мінінаповнювачей - від 0,5 до 1,5мк. Для створення композиційних цементів використовують мікрофіліровані часточки наповнювача, розмір яких менш 1 мікрона. Це необхідно для утворення найбільш тонкої плівки цементу між штучною коронкою та твердими тканинами зуба.

Для виготовлення композитів використовують багатофункціональні, частіше за все біфункціональні метакрилати. Полімеризація матеріалу відбувається внаслідок з'єднання молекул мономерів один з одним за допомогою активних іонів кисню та вільних радикалів. В композитах хімічного затвердіння для цього використовують ініціаторну систему, яка складається з перекису бензоїла активуємого третичними ароматичними амінами, частіше за все дигідроксиетил-р-толуїдін. В фотополімерах для створення вільних радикалів з фотоініціатора застосовується зовнішня світлова енергія, камфарохінон і третичні аміни.

При створенні матеріалу подвійного затвердіння виникає велика проблема суміщення двох систем, ініціації полімеризації, оскільки виникає реальна загроза самовільної полімеризації матеріалу ще при зберіганні, тобто ще до клінічного застосування.

Найближчим аналогом-прототипом є композиційний цемент, що включає органічні мономери та неорганічні (аеросил, перекис бензоїлу) компоненти [7]. Однак, використання даного матеріалу не забезпечує необхідного твердіння матеріалу, вимагає тривалого часу для твердіння, що може привести до зміщення незнімних зубних протезів.

Задача корисної моделі полягає в створенні композиційного цементу подвійного твердіння для цементування незнімних зубних протезів, який дозволить проводити негайну фіксацію штучних коронок протягом 40 секунд.

Технічний результат, що досягається корисною моделлю, полягає в підвищенні якості полімеризації цементу та фіксації незнімних зубних протезів.

Поставлена задача досягається тим, що відомий композиційний цемент, який включає органічні мономери та неорганічні (аеросил, перекис бензоїну) компоненти, згідно корисної моделі, додатково містить наповнювач з мікрофілірованими частинками, розмір яких не перевищує 1мк, при наступному співвідношенні компонентів, мас. %:

зв'язуюча (органічна фаза): основна паста	
бісфенол-А-дигліцидилметакрилат	29,7
етоксильований бісфенол-А-дигліцидилметакрилат	14,0

олігокарбонатметакрилат	25,0
уретандиметакрилат	28,0
силан	2,5
амін (паратолуїдин)	0,8
каталізуюча паста:	
бісфенол-А-дигліцидилметакрилат	29,7
етоксильований бісфенол-А-дигліцидилметакрилат	14,0
олігокарбонатметакрилат	25,0
уретандиметакрилат	28,44
силан	2,5
перекис бензоїду	0,36
наповнювач:	
зв'язуюче	58,0
скло (алюмооборбарійсилікатне скло)	2,98
аеросил-А-100	38,4
ініціатори світлової полімеризації	0,6
інгібітори та стабілізатори	0,02

розмір частинок наповнювача не перевищує 1мк.

Відмінною особливістю запропонованого матеріалу для цементування незнімних зубних протезів відрізняється наявністю подвійного механізму полімеризації. За допомогою спеціальної технологічної обробки неорганічного наповнювача і органічної фази матеріалу суміщаються дві системи полімеризації: хімічна та світлова. Це дозволяє проводити практично негайну фіксацію штучних коронок протягом 40 секунд. В місцях, де не проникає світло фотополімеризатора (під металевими ковпачками, коронками, штифтами) полімеризація цементу проходить за допомогою механізму хімічної полімеризації. Це дозволить суттєво підвищити якість полімеризації цементу і, відповідно, фіксації незнімних зубних протезів.

Приготування матеріалу для цементування незнімних зубних протезів складається з наступних операцій: для фіксації на пластинку видавлюють однакову кількість основної та каталізуючої паст. При змішуванні матеріалу починається його хімічна полімеризація. Матеріал вносять в коронку та фіксують її на зубі. На коронку і зуб діють світлом фотополімеризатора протягом 40 секунд, запускаючи реакцію світлової полімеризації матеріалу. Після цього коронка повністю фіксована на зубі. Протягом наступних 10 хвилин в місцях, де не проникло світло фотополімеризатора, закінчується повна полімеризація матеріалу за допомогою ініціаторної системи хімічної полімеризації.

Матеріал не викликає запалення, алергічних реакцій, не створює деструктивному впливу на тканини періодонта, забезпечує репаративний остеогенез.

Композиційний цемент подвійного твердіння для цементування незнімних зубних протезів пройшов апробацію на базі стоматологічної клініки Національного медичного університету імені О.О. Богомольця. Одержані позитивні результати дозволяють рекомендувати цей матеріал для впровадження в клінічну практику.

Джерела інформації:

1. Шнайдер Ф. Солитер - новый материал для прямого пломбирования жевательных зубов. // Клиническая стоматологическая литература. - 1998. - №1. - с.46-49.
2. Иоффе Е. Зубоврачебные заметки. - Нью-Йорк, Санкт-Петербург. - 1999. - 216с.
3. Донский Г.И., Паламарчук Ю.Н., Павлюченко О.Н. Восстановительные и пломбировочные материалы. - Донецк: ООО "Лебедь". - 1999. - 216с.
4. Цимбалистов А.В., Жидких В.Д., Шторина Г.Б. Светоотверждаемые композиционные материалы. - Санкт-Петербург. - 2001. - 96с.
5. Колер В. Технічні аспекти застосування системи новітніх матеріалів. Частина 2. // Новини стоматології. - 1997. №2. - с.24-28.
6. Це Х. Новые материалы в зубном протезировании. // Клиническая стоматология. - 1997. №2. - с.38-41.
7. Патент РФ №2253432, А62К6/02. Состав для пломбирования корневых каналов зубов.