



УКРАЇНА

(19) UA (11) 64672 (13) U
(51) МПК
A61C 13/30 (2006.01)ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИОПИС
ДО ПАТЕНТУ
НА КОРИСНУ МОДЕЛЬвидається під
відповідальність
власника
патенту

(54) ВНУТРІШНЬОКОРЕНЕВИЙ ШТИФТ ДЛЯ РЕСТАВРАЦІЇ ЗУБІВ

1

2

(21) u201105644

(22) 04.05.2011

(24) 10.11.2011

(46) 10.11.2011, Бюл. № 21, 2011 р.

(72) ВАСКЕС ВОЛОДИМИР САНТЯГОВИЧ

(73) ВАСКЕС ВОЛОДИМИР САНТЯГОВИЧ

(57) 1. Внутрішньокореневий штифт для реставрації зубів, який містить послідовно розташовані вну-

трішньокореневу та надкореневу частини, який **відрізняється** тим, що вироблений з суперконструкційного термопласту.2. Внутрішньокореневий штифт для реставрації зубів за п. 1, який **відрізняється** тим, що як суперконструкційний термопласт використовують поліефірефіркетон або поліфеніленсульфід.

Запропоноване рішення належить до медицини, зокрема до стоматології, і може бути використане для відновлення коронкової частини зруйнованих зубів усіх груп як армуючий елемент, що посилює механічну фіксацію пломб.

За прототип взято відомий внутрішньокореневий скловолоконний зубний штифт FibreKor®Post, що виробляється компанією Pentron Clinical (USA) і містить послідовно розташовані внутрішньокореневу та надкореневу частини, та складається зі скловолоконних ниток, з'єднаних між собою полімеризованою органічною смолою, ідентичною епоксидним смолам органічної матриці композиційних пломбувальних стоматологічних матеріалів [1]. Цей штифт виробляється трьох діаметрів (1 мм, 1,25 мм, 1,5 мм) та 20 мм завдовжки, причому при діаметрі 1 мм він має гладку поверхню, а при діаметрах 1,25 та 1,5 мм - шерохувату поверхню у формі «ялинки» для додаткової механічної фіксації до стінок каналу зуба. Штифт FibreKor®Post необхідного діаметра обрізають до потрібного розміру індивідуально до зруйнованого зуба, причому внутрішньокореневу частину штифта фіксують на стоматологічний цемент у верхніх 2/3 каналу зуба, а надкоренева частина є армуючим елементом пломби коронки зуба [2].

Описаний штифт має низку недоліків. Модуль пружності складає 24,7 ГПа, що перевищує модуль пружності дентину зуба (12-18 ГПа) і найчастіше призводить до поздовжнього перелому кореня зуба. Це пов'язано з появою внутрішніх сил напруги у зубі при жувальному навантаженні та з різною реакцією на неї різних матеріалів з неоднаковим модулем пружності. Штифт має замалу механічну фіксацію до стінок каналу зуба, а його конічна форма при реставрації великих дефектів коронки зуба сприяє розвороту по осі при жуваль-

ному навантаженні, що призводить до розцементування й порушення цілісності конструкції. Це пов'язано з гладкою поверхнею штифта, а нанесення ретенційних пунктів у формі насічок або спіралі значно зменшує міцність штифта, так як армуючі скловолоконні нитки в ньому занурені до полімеризованої органічної матриці та розташовані паралельно-кластерно, в місцях цих насічок волокна втрачають свою безперервність, а з нею - й міцність. Втрата міцності також пов'язана з механічною обробкою штифта до потрібного розміру без спеціального інструментарію, що призводить до порушення монолітності та «розпатлання» волокон. До складу органічної матриці скловолоконного штифта входять епоксидні смоли (BIS-GMA й TEGDMA), що мають доведену цитотоксичну дію, а при резорбції інертнішого фіксуючого цементу цей штифт може пошкоджувати тканини періодонту.

В основу корисної моделі поставлена задача вдосконалення внутрішньозубного штифта, що армує штучну пломбу дефекту коронкової частини зуба, яке забезпечить зниження кількості ускладнень, таких як поздовжній перелом кореня зуба, розцементування штифта й порушення цілісності конструкції відреставрованого зуба, а також усуне цитотоксичний вплив матеріалів, що входять до складу штифта, на тканини періодонту й організму людини в цілому. Це здійснено завдяки створенню внутрішньозубного штифта з суперконструкційного термопласту, а саме - з поліефірефіркетону або поліфеніленсульфиду.

Штифт стандартних розмірів та діаметрів виготовляють промисловим способом, методом лиття під тиском; штифт має внутрішньокореневу частину, яка фіксується стоматологічним цементом у верхніх 2/3 каналу зуба і може мати будь-яку науково обґрунтовану форму поверхні від гладкої до

(19) UA (11) 64672 (13) U

різноманітних борізді, граней та різьби, що підсилюють механічну ретенцію до стінок каналу зуба, й надкореневу частину також будь-якої стандартної форми, яка є армуючим елементом пломби відсутньої частини коронки зуба.

До суперконструкційних термопластів відносять матеріали, що мають високу міцність з контрольованими фізико-хімічними характеристиками. До них належать: поліарилефіркетони, ароматичні поліефіркетони, в тому числі - поліефірефіркетон, поліефіркетон, поліефіркетонкетон та ін. (PAEK, PEEK, PEK, PEKK, PEKEKK), поліфеніленсульфід (PPS); поліфеніленсульфон, поліарилсульфон, поліарилефірсульфон (PPSU, PAS, PPSO₂, PASU, PPSF, PAES) та інші [3]. Ці сполуки є матеріалами, здатними до кристалізації, що отримують шляхом переробки й полімеризації нафтових смол, але є й аморфні марки. Для покращення механічних властивостей додають різноманітні наповнювачі - скловолокно, карбоволокно та інші. Процентною часткою наповнювача, а також його видом можна контролювати й змінювати фізичні властивості матеріалу, а також його колір, що є дуже важливим для естетики в стоматології. Основні представники суперконструкційних термопластів, найпридатніші за своїми характеристиками для використання в медицині, зокрема, в стоматології - поліефірефіркетон (PEEK) та поліфеніленсульфід (PPS). Ці матеріали, крім високої міцності, мають стійкість до гідролізу, до променів високої енергії (гамма- та рентгенівського випромінювання), до водяної пари, що робить можливим імплантацію виробів з них до організму людини, а також їх стерилізацію. Деякі представники цієї групи можуть тривало експлуатуватися при температурі до 220-260 °C, мають високу стабільність форми та невеликі усадку (до 1 %) та вологопоглинання. Необхідні деталі з матеріалів отримують методом лиття під тиском.

Перевагою внутрішньокоренового штифта з суперконструкційного термопласту, наприклад з поліефірефіркетону PEEK-OPTIMA, що виробля-

ється компанією INVIBIO (Велика Британія) та дозволений для імплантації до організму людини строком більш, ніж 30 днів за стандартами Food and Drug Administration (FDA)-USA [4], є те, що штифт має модуль пружності 18 ГПа, який відповідає модулю пружності дентину, що запобігає можливості появи поздовжнього перелому кореня зуба, так як штифт і тканини відновленого з його допомогою зуба однаково реагують на сили фізіологічного навантаження. Цей штифт не схильний до гідролізу, тобто не пошкоджує тканини періодонта та організму людини в цілому продуктами свого розпаду. Карбоволоконні нитки штифта розташовуються без строгої орієнтації (хаотично) в полімеризованій смолі поліефірефіркетону, яка є значно міцнішою за епоксидні смоли (BIS-GMA й TEG-DMA), завдяки чому додаткова механічна обробка штифта під індивідуальні особливості клінічного випадку, або нанесення на його поверхню різьби чи ретенційних борозен для посилення механічної фіксації до стінок каналу не порушують монолітність структури й залежну від неї міцність штифта.

Джерела інформації:

1. Жегулович З. Е. Штифты FIBREKOR - выбор современного стоматолога // Стоматолог. – 2000 - № 4. - С. 42.

2. Характеристики штифтов FibreKor® Post з електронної сторінки компанії Pentron Clinical <http://www.pentron.com> (дата перегляду 30.04.2011).

3. Характеристики суперконструкційних термопластів з електронної сторінки компанії «VICTREX» <http://www.victrex.com/ru/> (дата перегляду 30.04.2011).

4. Характеристики PEEK-OPTIMA з електронної сторінки компанії INVIBIO www.invibio.com
www.invibio.com/biocompatible-polymers/peek-optima.php (дата перегляду 30.04.2011).