



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК
A61C 8/0068 (2019.08); A61C 13/0006 (2019.08)

(21)(22) Заявка: 2019107420, 15.03.2019

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
15.03.2019

Дата регистрации:
29.01.2020

Приоритет(ы):
(22) Дата подачи заявки: 15.03.2019

(45) Опубликовано: 29.01.2020 Бюл. № 4

Адрес для переписки:
634050, г. Томск, пр. Ленина, 40, ТУСУР,
патентно-информационный отдел

(72) Автор(ы):
Смирнов Геннадий Васильевич (RU)

(73) Патентообладатель(и):
Федеральное государственное бюджетное
образовательное учреждение высшего
образования "Томский государственный
университет систем управления и
радиоэлектроники" (ТУСУР) (RU)

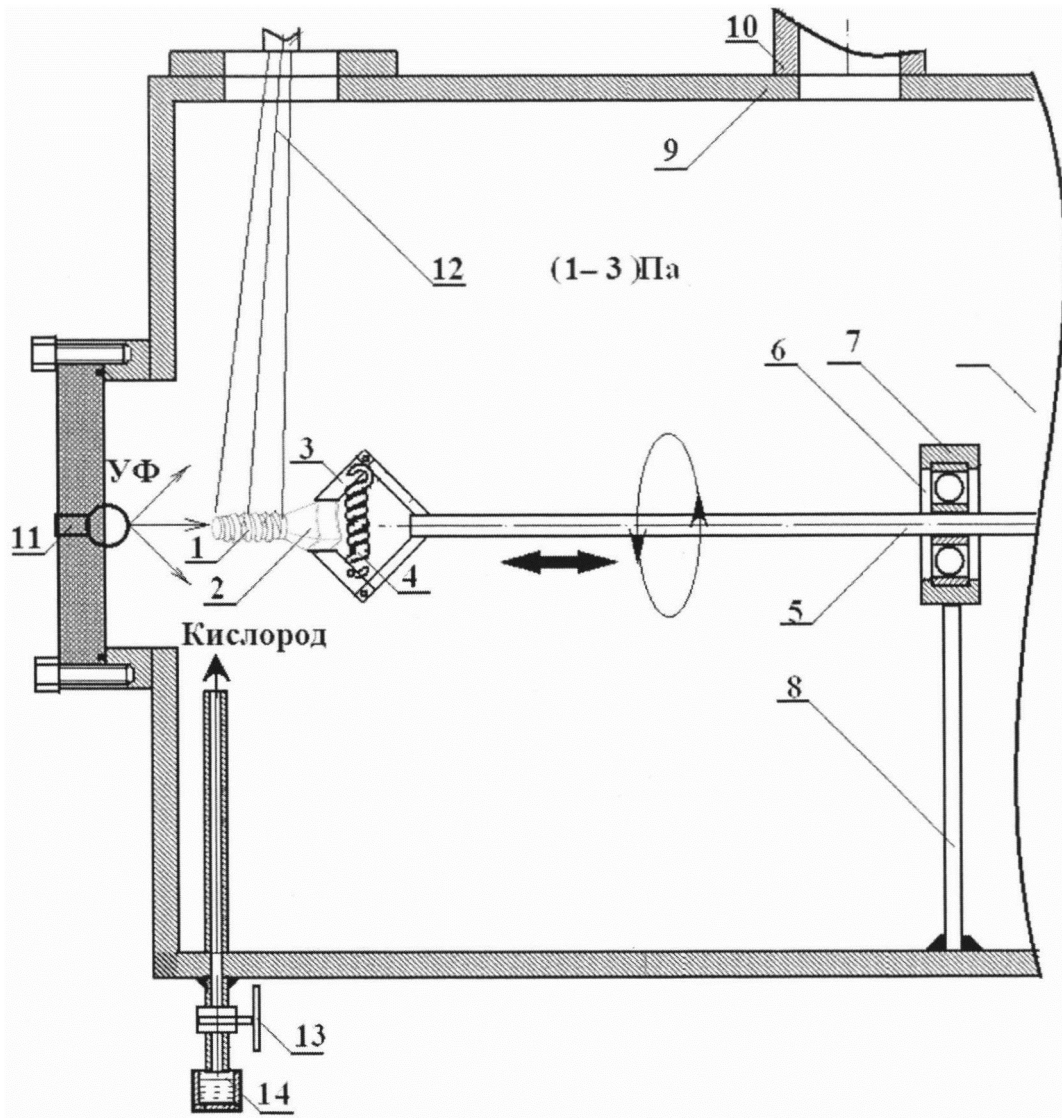
(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: RU 2179001 C1, 10.02.2002. US
2019029781 A1, 31.01.2019. US 2018133112 A1,
17.05.2018. US 2018250102 A1, 06.09.2018. US
2018098827 A1, 12.04.2018.

(54) СПОСОБ ИЗГОТОВЛЕНИЯ СТОМАТОЛОГИЧЕСКОГО ОСТЕОИНТЕГРИРУЕМОГО ИМПЛАНТАТА

(57) Реферат:

Изобретение относится к медицинской технике, в частности к стоматологии, и может быть использовано в хирургической и ортопедической стоматологии для реабилитации больных с частичной или полной потерей зубов. Способ изготовления стоматологического остеоинтегрируемого имплантата, содержащего внекостную и внутрикостную части, состоит в выполнении на наружной поверхности внутрикостной части элементов макроретенции в виде упорной резьбы с постоянным профилем по всей длине внутрикостной части, и элементов микроретенции, выполняющих посредством облучения поверхности имплантата серий импульсов электронных пучков микросекундной длительности, в виде поверхностного слоя толщиной от 100 до 200 мкм с развитым микрорельефом, при этом основу имплантата выполняют из циркония и помещают в камеру, создают в камере разрежение 10^{-2} Па, после чего заполняют ее кислородом до давления от 3 до 5 Па, при достижении которого кислород в камере

облучают постоянным ультрафиолетовым излучением с длиной волны, лежащей в диапазоне от 160 до 240 нм, при этом поверхность имплантата обрабатывают серией импульсов электронных пучков, плотность энергии которых лежит в диапазоне от 60 до 100 Дж/см², а частота следования импульсов серии лежит в диапазоне от 8 до 10 с⁻¹, при этом имплантату придают возвратно-поступательное и вращательное перемещение, причем продольное перемещение имплантата при возвратно-поступательном движении соответствует размеру внутрикостной части имплантата, а вращательное движение имплантата осуществляют с угловой скоростью от 1,6л с⁻¹ до 2л с⁻¹, процесс облучения заканчивают после того, как имплантат совершит от 5 до 10 полных оборотов. Использование изобретения позволяет повысить биосовместимость и твердость имплантата, не превышая твердости альвеолярной кости пациента. 1 ил., 1 пр.



ФИГ. 1



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(52) CPC

A61C 8/0068 (2019.08); *A61C 13/0006* (2019.08)(21)(22) Application: **2019107420, 15.03.2019**(24) Effective date for property rights:
15.03.2019Registration date:
29.01.2020

Priority:

(22) Date of filing: **15.03.2019**(45) Date of publication: **29.01.2020** Bull. № 4

Mail address:

**634050, g. Tomsk, pr. Lenina, 40, TUSUR,
patentno-informatsionnyj otdel**

(72) Inventor(s):

Smirnov Gennadij Vasilevich (RU)

(73) Proprietor(s):

**Federalnoe gosudarstvennoe byudzhethnoe
obrazovatelnoe uchrezhdenie vysshego
obrazovaniya "Tomskij gosudarstvennyj
universitet sistem upravleniya i radioelektroniki"
(TUSUR) (RU)****(54) METHOD FOR MAKING A DENTAL OSTEOINTEGRATED IMPLANT**

(57) Abstract:

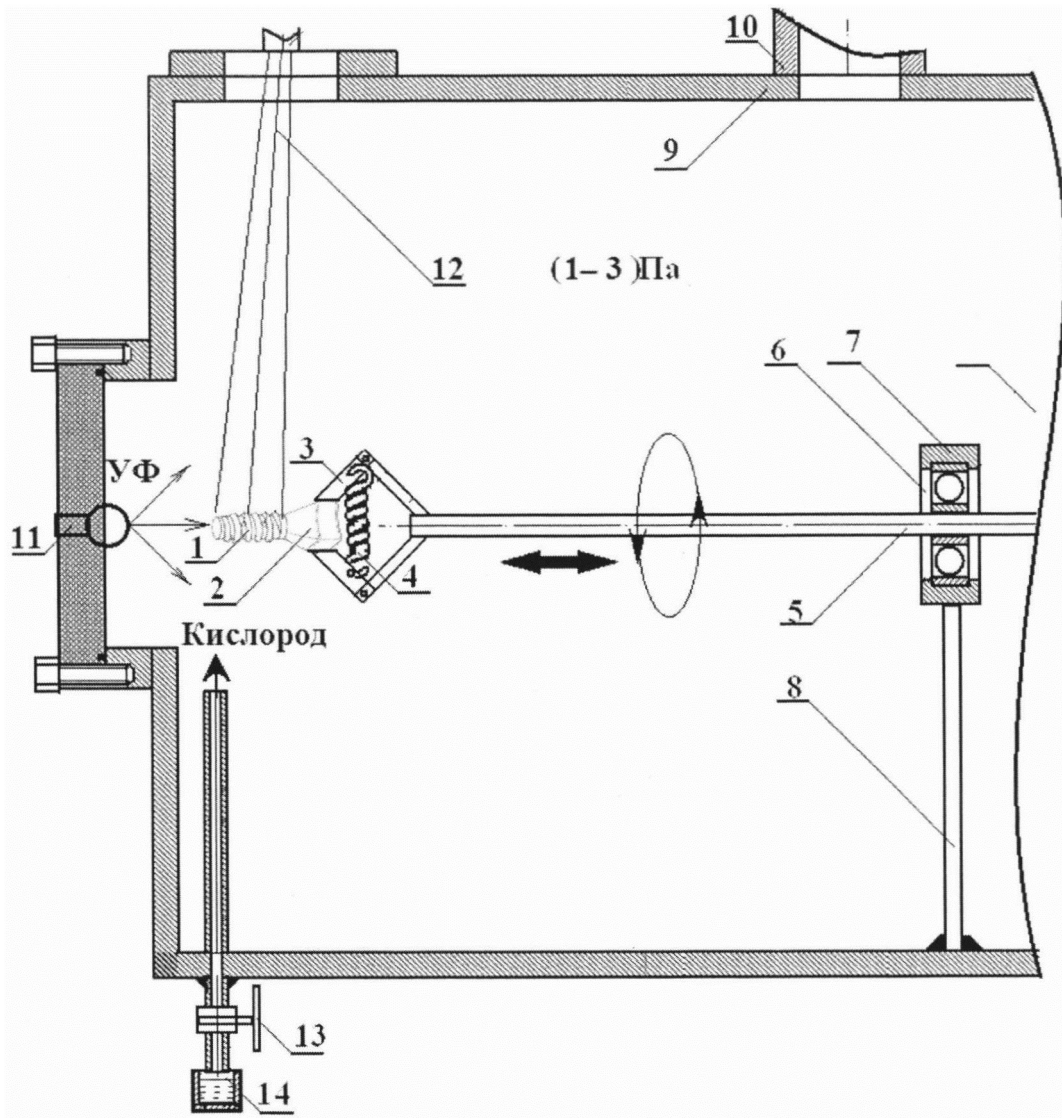
FIELD: medicine.

SUBSTANCE: invention refers to medical equipment, particularly to dentistry, and can be used in surgical and orthopedic dentistry for rehabilitation of patients with partial or complete dental loss. Method of making a dental osteointegrated implant containing an external and internal part consists in performing on the external surface of the intraosteal part of macro-retention elements in the form of a fixed thread with a constant profile along the whole length of the intraosteal part, and micro-retention elements, is performed by irradiating the surface of the implant with a series of pulses of electron beams of microsecond duration, in the form of a surface layer with thickness of 100 to 200 mcm with a developed microrelief, wherein implant base is made of zirconium and placed in chamber, negative pressure 10^{-2} Pa is created in chamber, after which it is filled with oxygen to pressure

of 3 to 5 Pa, upon which oxygen in the chamber is irradiated with constant ultraviolet radiation with a wavelength lying in range of 160 to 240 nm, wherein the surface of the implant is treated with a series of pulses of electron beams, energy density of which lies in range of 60 to 100 J/cm², and pulse repetition frequency of series is in range from 8 to 10 s⁻¹, wherein the implant is reciprocated and rotated, wherein longitudinal movement of the implant in reciprocating movement corresponds to the size of the intraosteal part of the implant, and the rotational movement of the implant is performed with an angular velocity of 1.6π c⁻¹ up to 2π c⁻¹, the irradiation process is completed after implant completes 5 to 10 full revolutions.

EFFECT: use of the invention improves biocompatibility and hardness of the implant, not exceeding hardness of the alveolar bone of the patient.

1 cl, 1 dwg, 1 ex



ФИГ. 1

Изобретение относится к области медицины, в частности к области стоматологии, и может быть использовано в хирургической и ортопедической стоматологии для реабилитации больных с частичной или полной потерей зубов.

Из предшествующего уровня техники известен способ изготовления стоматологического имплантата, включающего внекостную и внутрикостную часть, заключающийся в нанесении на имплантат пористого слоя физиологически адаптированного пластика с катализатором, стимулирующим остеогенез. В качестве катализаторов используются различные материалы (карбонат кальция, силикат магния или алюминия и т.д.). Наряду с другими компонентами используется костная ткань. Толщина слоя 200-400 нм, открытые поры и сообщающиеся каналы имеют диаметр 50-200 нм [1].

Способ обладает следующими недостатками:

- связь пористого слоя из различных материалов с материалом, из которого выполнена основа имплантата, недостаточно прочная;
- катализаторы не могут в полной мере стимулировать остеогенез, потому что данный процесс обеспечивают только остеогенные детерминированные продромальные клетки или, в некоторых случаях, костный морфологический белок.

Известен способ изготовления остеоинтегрируемого стоматологического имплантата, который выполняют из металла, на наружную поверхность внутрикостной части которого наносят глухие углубления, являющиеся элементами макроретенции, и создают шероховатости, являющиеся элементами микроретенции. Наружная поверхность опорной внутрикостной части за счет элементов макроретенции и микроретенции увеличивает площадь контакта с костью на 50% [2].

Известный способ имеет следующие недостатки:

- шероховатости на внутрикостной поверхности имплантата могут включать элементы частиц рабочего агента (окись алюминия, кремний и др.), посредством которого была обработана поверхность и получены элементы микроретенции, указанные включения способны негативно влиять на процесс остеоинтеграции;
- микрорельеф поверхности не позволяет добиваться первичной стабильности в неплотной кости (тип III-IV).

Наиболее близким к заявляемому способу является способ, описанный в патенте [3] Способ-прототип, заключается в том, что на стоматологический имплантат, изготовленный из упрочненного сплава титана BT1-0, относящегося к разряду GRADE 4 (ASTM F67), имеющий внекостную часть и внутрикостную часть, на которой выполняют на наружной поверхности элементы макроретенции и микроретенции; при этом элементы макроретенции выполняют в виде упорной резьбы с постоянным профилем по всей длине внутрикостной части, а элементы микроретенции выполняют в виде поверхностного слоя толщиной от 10 до 200 мкм с развитым микрорельефом, приближенным к микроархитектонике кости. При этом микрорельеф наружной поверхности, приближенный к микроархитектонике кости, получают обработкой поверхности имплантата мощным ионным (электронным) пучком - МИП наносекундной или микросекундной длительности с плотностью энергии в пучке 1-40 Дж/см² и числом импульсов от 10 до 100 в атмосфере аргона или при остаточном давлении 0,1-1 Па без последующего отжига.

Недостатком способа - прототипа является то, что имплантат выполняют из упрочненного сплава титана BT1-0, относящегося к разряду GRADE 4 (ASTM F67), который относительно низкую остеоинтеграцию с альвеолярной костью, которая обусловлена двумя причинами: низкой биосовместимостью сплава титана BT1-0 с

костью пациента, а также тем что твердость поверхности внутрикостной части имплантата после обработки ее электронным или ионным пучком имеет твердость, превышающую твердость альвеолярной кости пациента.

5 Задачей изобретения является создание имплантата из более биосовместимого материала, чем сплав ВТ1-0, с созданием поверхностного слоя на имплантате, твердость которого не превышала бы твердость альвеолярной кости пациента с микроархитектоникой близкой к микроархитектонике кости.

Технический результат изобретения достигается за счет того, что в способе изготовления стоматологического остеоинтегрируемого имплантата, содержащего
10 внекостную и внутрикостную части, состоящим в выполнении на наружной поверхности внутрикостной части элементов макроретенции в виде упорной резьбы с постоянным профилем по всей длине внутрикостной части, и элементов микроретенции, выполняются посредством облучения поверхности имплантата серией импульсов электронных пучков микросекундной длительности, в виде поверхностного слоя толщиной от 100 до 200
15 мкм с развитым микрорельефом основу имплантата выполняют из циркония и помещают в камеру, создают в камере разрежение 10^{-2} Па, после чего заполняют ее кислородом до давления от 3 до 5 Па, при достижении которого кислород в камере облучают постоянным ультрафиолетовым излучением с длиной волны, лежащей в диапазоне от 160 до 240 нм, при этом поверхность имплантата обрабатывают серией импульсов
20 электронных пучков, плотность энергии которых лежит в диапазоне от 60 до 100 Дж/см², а частота следования импульсов серии лежит в диапазоне от 8 до 10 с⁻¹ импульсов в секунду, при этом имплантату придают возвратно-поступательное и вращательное перемещение, причем продольное перемещение имплантата при возвратно -
25 поступательном движении соответствует размеру внутрикостной части имплантата, а вращательное движение имплантата осуществляют с угловой скоростью от 1,6л с⁻¹ до 2л с⁻¹, процесс облучения заканчивают после того как имплантат совершит от 5 до 10 полных оборота.

30 Сущность изобретения поясняется графическим материалом, приведенном на фиг. 1. На фиг 1 введены следующие обозначения: 1 - наружная поверхность внутрикостной части имплантата; 2 - наружная поверхность внекостной части имплантата; 3 - зажим имплантата; 4 - пружина зажима; 5 - ось; 6 - подшипник; 7 - держатель подшипника; 8 - стойка; 9 - камера; 10 - патрубок вакуумного насоса; 11 - ультрафиолетовая кварцевая лампа; 12 - электронный пучок; 13 - натекагель; 14 - баллон с кислородом.

35 Сущность изобретения заключается в следующем.

Суть изобретения заключается в следующем. Известно, что до недавнего времени наиболее распространенными были зубные имплантаты, выполненные из титановых сплавов, что в частности и описывается в устройстве - прототипе. Однако титан обладает
40 относительно низкой биосовместимостью, и у некоторых пациентов наблюдается на титан аллергия. Под действием электрогальванизма отделившиеся частицы титана соединяются с белками, и воспринимается иммунной системой как чужеродный белок.

Имплантаты из диоксида циркония лишены подобных недостатков. Из свойств циркония наибольший интерес представляют такие, как биологическая инертность, значительная стойкость к различным химическим воздействиям, высокие характеристики
45 усталостной выносливости, склонность к «самозалечиванию» поверхностных дефектов, технологичность, прочность. Поэтому изделия из сплава циркония нашли широкое применение в стоматологической практике. Сплавы циркония используются в основном для производства дентальных имплантатов. Этим и обусловлен выбор диоксида

циркония в заявляемом способе. Однако, часть поверхности имплантатов, которую вставляют в альвеолярную кость выполненные из циркония или его оксидов, обычно имеет твердость, значительно превышающую твердость альвеолярной кости. Это приводит к значительному ухудшению сцепления имплантата с альвеолярной костью. Поэтому для улучшения процессов соединения имплантата с альвеолярной костью на поверхности имплантатов создают шероховатость поверхности с помощью ее механической обработки, лазерной обработки и т.п. Однако для улучшения биологического сродства и достижения высоких показателей соединения с костью простого придания шероховатости на поверхности имплантата недостаточно, так как при этом биологическое сродство и высокие показатели соединения с костью являются труднодостижимыми.

В заявляемом способе значительного улучшения биологической совместимости имплантата изготовленного из циркония добиваются путем облучения его внутрикостной части 1 (фиг. 1) импульсным пучком электронов в кислороде. Это позволяет создать на поверхности внутрикостной части 1, выполненной из циркония оксидный слой. Существенно повысить эффективность образования оксидного слоя на внекостной части 1 имплантата можно, если вблизи этой части имплантата вместо кислорода использовать озон.

Озон является более сильным окислителем, чем молекулярный кислород. Повышенная окислительная способность озона объясняется тем, что от его молекулы O_3 легко отрывается один атом кислорода, который и принимает участие в реакциях окисления.

Известно, что получить озон в воздухе можно с помощью ультрафиолетового излучения с длиной волны, лежащей в диапазоне (160÷240) нанометров (нм). Существенно интенсифицировать процесс образования озона можно, если облучать ультрафиолетом не воздух, а кислород. Образованный под действием ультрафиолета озон при прохождении через него пучка электронов высокой энергии разлагается на атомы и ионы кислорода. Цирконий начинает взаимодействовать с атомарным кислородом и интенсивно окисляться. Высокие градиенты температуры, возникающие на облучаемой внутрикостной поверхности имплантата, приводят к образованию на ней оксидного слоя, с многочисленными порами и мелкими трещинами, обладающего значительно меньшей твердостью, чем циркониевая основа имплантата. При установке указанного имплантата в альвеолярную кость поверхностный слой внутрикостной части имплантата действует в качестве буферного слоя, обеспечивающего сокращение разницы в степени твердости между костью и основой, вследствие чего указанная мягкая поверхность дополнительно улучшает характеристики, и процесс срастания с костью. При этом, поскольку на поверхностном слое имплантата создаются многочисленные микроретенции, то после установки имплантата в альвеолярную кость, костные клетки начинают входить в указанные поры и микротрещины в поверхностном слое. Вхождение костных клеток в микротрещины приводит к значительному увеличению площади поверхности контакта между имплантатом и костью, что обеспечивает эффект межмолекулярного соединения и возможность получения улучшенных характеристик адгезии и соединения с костью.

Пример конкретного выполнения. Каркас зубного имплантата (фиг. 1) был выполнен из циркония. Внутрикостная часть 1 (дистальный конец) зубного имплантата была выполнена в виде сужающегося книзу усеченного конуса. На указанном конусе была выполнена самонарезающая резьба, что обеспечивало возможность непосредственного ввинчивания имплантата в высверленное отверстие в альвеолярной кости. В предложенном имплантате упорная резьба по всей длине внутрикостной части

выполняла функцию элементов макроретенции. Каркас зубного имплантата закрепляли зажимом 3, шарнирное соединение которого сжималось пружиной 4. Зажим 3 был расположен на торце оси 5 вращающего узла. Ось 5 вращающего проходила через шарикоподшипник 6, внешняя часть которого была жестко закреплена в держателе подшипника 7. Держатель подшипника 7 через стойку 8 был механически закреплен к корпусу камеры 9. Ось 5 имела возможность вращаться и совершать возвратно-поступательное движение. Камера 9 и все элементы установки были выполнены из нержавеющей немагнитной стали X18H10T.

Обработку внутрикостной (дентальной) части 1 (фиг. 1) осуществляли при различных сочетаниях заявляемых параметров: p - давление кислорода в камере, Па; λ - длина волны излучения, нм; q - плотность энергии электронного пучка, Дж/см²; f - частота следования электронных импульсов, с⁻¹; w - угловая скорость вращения имплантата, рад/с; n - количество оборотов имплантата за время его обработки. Для опытов были взяты три идентичных имплантата. При этом первый имплантат обрабатывался при минимальных значениях заявляемых параметров, второй - при средних значениях этих параметров, а третий - при максимальных значениях упомянутых параметров. Минимальные и максимальные значения выбирались таким образом, чтобы они являлись крайними значениями заявляемых интервалов этих параметров. После обработки всех трех имплантатов измерялась: h - толщина слоя, мкм; m - количество микротрещин на обработанной части имплантата, мкм⁻²; T - твердость по Виккерсу, (HV).

Обработку внутрикостной (дентальной) части 1 осуществляли следующим образом. В камере 9 создавали разрежение порядка 10^{-2} Па при помощи вакуумного насоса, закрепленного к патрубку камеры 10. После создания разрежения 10^{-2} Па, вакуумный насос отключали и перекрывали его сообщение с камерой 9 специальным вентилям, имеющимся в вакуумном насосе. После этого открывали вентиль 13 натекателя и кислород, находящаяся в баллоне 14 начинал заполнять камеру 9.

Кислород начинал заполнять камеру 9, и в ней повышалось давление. При достижении давления в камере ($3 \div 5$) Па, концентрация кислорода в камере становится достаточной, для того, чтобы под действием ультрафиолетового излучения создать необходимое количество озона. Диапазон давлений ($3 \div 5$) Па был определен экспериментально и является для решаемой задачи оптимальным. После достижения давления требуемого давления приступали к созданию вблизи имплантата озонового слоя, используя ультрафиолетовое излучение. Известно, что получить озон в воздухе можно с помощью ультрафиолетового излучения с длиной волны, лежащей в диапазоне (160 \div 240) нанометров (нм). Указанный диапазон выбран из следующих соображений. Длину волны меньше 160 нм с помощью кварцевых ламп создать затруднительно. При длине волны, превышающей 240 нм, процесс образования озона из кислорода не только резко снижается, но и наступает обратная реакция - озон начинает разрушаться. В частности, процесс интенсивного разрушения озона наблюдается уже при длине волны 257 нм. Для создания озона в рассматриваемом случае использовали кварцевые ультрафиолетовые лампы типа ДБ, имеющие спектр, лежащий в заявляемом диапазоне. После инициирования вблизи имплантата ультрафиолетового излучения поверхность внутрикостной (дентальной) части 1 начинали облучать пучком электронов. Под действием электронного пучка озон начинал расщепляться, образуя активные атомы кислорода, а поверхность имплантата начинает интенсивно разогреваться. Эти два процесса позволяют создать окисленный слой циркония с многочисленными микротрещинами. Опыты показали, что толщина образуемого на внутрикостной части

2 поверхности имплантата слоя диоксида циркония, помимо прочих факторов, зависит от концентрации озона практически прямо пропорционально.

Экспериментально было получено, что толщину слоя из диоксида циркония от 100 до 200 мкм с развитым микрорельефом можно гарантированно получать при плотностях

5 энергии пучка, лежащей в диапазоне $60 \div 100 \text{ Дж/см}^2$. Длительность одного импульса электронного пучка лежала в микросекундной области и была равна 50 мкс. Выбор частоты импульсов электронных в диапазоне $(8 \div 10) \text{ с}^{-1}$ импульсов в секунду был обусловлен следующими соображениями. Обеспечение частоты следования импульсов более 4 импульсов в секунду при указанной длительности и мощности вызывает 10 определенные технические сложности. При частоте менее 8 импульсов в секунду снижается производительность процесса. Для того, чтобы по внутрикостная (дентальная) часть имплантата более равномерно была облучена электронным пучком имплантат вращали и возвратно-поступательно перемещали относительно пучка (на фиг. 1 это 15 показано стрелками).

Выбор скорости вращения имплантата в процессе облучения в диапазоне осуществляют с угловой скоростью $(1,6\pi \div 2\pi) \text{ с}^{-1}$, обусловлен следующими причинами. Для того чтобы обеспечить равномерное облучение пучком электронов всей внутрикостной части 1 имплантата нужно, чтобы за период между двумя импульсами 20 электронов имплантат повернулся на угол, не превышающий $30 \div 40$ градусов. Чем выше скорость вращения имплантата, тем на больший угол он повернется за время между двумя импульсами пучков электронов. При скорости вращения имплантата 1 $\text{об/с} = (2\pi) \text{ с}^{-1}$ за один его оборот, при частоте следования импульсов, равного 10 с^{-1} за время между двумя импульсами электронного пучка имплантат повернется на угол 25 36° . При большей скорости вращения угол поворота будет возрастать и выйдет из оптимальных значений. При скорости вращения менее $(1,6\pi) \text{ с}^{-1}$, за период между двумя импульсами пучков электронов угол поворота за время облучения составит 28,8 градуса, и по мере снижения скорости он также будет снижаться. Однако при этом будет 30 уменьшаться производительность процесса. При частоте следования импульсов равно 9 с^{-1} , выбранной нами угол поворота имплантата составит порядка 32,7 градуса, что лежит в оптимальной области значений. Для того чтобы обеспечить оптимальную толщину слоя из диоксида циркония и оптимальную архитектуру его поверхности необходимо, чтобы поверхность была облучена количеством импульсов, лежащих в 35 диапазоне от 40 до 100. При выбранной скорости вращения и частоте следования импульсов за 1 оборот на внутрикостную часть имплантата воздействует от 8 до 10 импульсов электронных пучков. За $(5 \div 10)$ полных оборота внутрикостная часть 1 имплантата будет облучена оптимальным количеством импульсов электронных пучков, лежащих в диапазоне от 40 до 100 импульсов.

40 Исследования с помощью электронной микроскопии внутрикостной части 1 поверхности имплантата обработанной электронными пучками показали, что она, по сравнению с необработанной поверхностью имеет многочисленные микротрещины, количество которых возрастает с увеличением значений заявляемых параметров, и поры диаметром $(1,5 \div 4) \text{ мкм}$, равномерно распределенные по поверхности имплантата. 45 Рентгеноструктурный анализ показал, что поверхностный слой и состоит, в основном, из диоксида циркония и толщина его толщина в исследуемых интервалах значений заявляемых параметров изменяется от 100 до 200 мкм. Поверхности необработанных и обработанных электронным пучком образцов имплантатов исследовали на твердость

по методу Виккерса. Количественным показателем твердости по Виккерсу является число твердости (HV). В результате измерений твердости по Виккерсу не обработанного электронными импульсными пучками внутрикостной части образца имплантата, выполненного только из циркониевой основы без воздействия на нее озоном, и
 5 внекостной части 1 образца имплантата были получены значения 1129 (HV) и 998 (HV) соответственно. В отличие от этого, твердость по Виккерсу облученной в озоне пучками электронов внутрикостной части 1 поверхности образцов имплантата, в котором поверхностный слой состоял из диоксида циркония, в зависимости от режимов обработки имплантата изменяется 300 (HV) до 490(HV). Таким образом, обработанная пучками
 10 электронов внутрикостная часть поверхность зубного имплантата примерно в 1,3-1,7 менее твердая, чем альвеолярная кость, твердость которой по Виккерсу обычно составляет 500 (HV). В имплантате упорная резьба по всей длине внутрикостной части выполняет функцию элементов макроретенции, а микрорельеф, полученный при
 обработке внекостной поверхности имплантата электронными пучками в кислороде,
 15 выполняет функцию элементов микроретенции, что обеспечивает необходимую первичную стабильность и надежную фиксацию имплантата в челюстных костях, а в итоге - его долговременное функционирование.

Имплантат устанавливают следующим образом. После выполнения местной анестезии проводят разрез, обнажают альвеолярный отросток и последовательно, двумя или
 20 тремя сверлами (развертками), формируют костное имплантационное ложе. Далее метчиком, профиль которого конгруэнтен геометрии резьбовой поверхности имплантата, нарезают резьбу - в зависимости от плотности кости до половины или на всю длину сформированного костного ложа. Затем с помощью ключа-имплантатовода
 устанавливают имплантат до уровня кортикального слоя кости и ушивают
 25 операционную рану.

Эффективность остеоинтеграции имплантатов в костную ткань не облученных и облученных пучками электронов имплантатов, исследовались на подопытных животных (крысах). Исследования показали, что коэффициент срастания поверхности корпуса
 30 имплантата и костной тканью для сравнительного (не облученного пучками электронов) образца составил порядка 22%, а для опытного (облученного пучками электронов) образца - 78%, что говорит о значительном повышении эффективности врастания имплантата, облученного электронным пучком в кислороде в костную ткань. Более высокая эффективность остеоинтеграции облученного пучками электронов в атмосфере
 озона имплантата, обусловлена двумя факторами: высокой пористостью и
 35 многочисленными микротрещинами, заполняемыми костной тканью в процессе вживления имплантата в кость, и буферными свойствами умягченного слоя имплантата.

При отсутствии воспаления репарация костной ткани проходит по пути контактного остеогенеза, о чем свидетельствуют результаты многочисленных экспериментальных работ, и в данном случае это показал рентгенологический мониторинг. Такой тип
 40 заживления кости является морфологическим эквивалентом остеоинтеграции, когда в пограничном имплантату пространстве стадийно формируются зрелые костные структуры. Кость постепенно интегрирует с развитым до схожести с ее микроархитектоникой рельефом имплантата, что приводит к образованию прочного соединения «костная ткань - имплантат».

Таким образом, по сравнению с прототипом, имплантат, имеет возможность
 45 равномерно вращаться и медленно перемещаться, совершая возвратно-поступательные движения, что обеспечивает равномерное облучение импульсными пучками электронов внутрикостной части поверхности имплантата. Обработка озоном внутрикостной части

поверхности имплантата, в процессе его облучения электронными пучками, позволяет получить равномерный слой диоксида циркония, с многочисленными порами и микротрещинами, причем твердость полученного слоя ниже твердости альвеолярной кости. Полученные при помощи установки имплантаты из циркония имеют более высокую эффективность соединения с костной тканью. Заявляемый способ может быть использован не только для зубных имплантатов, но и любых других имплантатов, изготавливаемых на основе циркония.

Источники информации

1. Патент США №4051598, кл. А61С 13/00, 1977 г.
2. Патент России №2146113, кл. А61С 8/00, Опубликовано: 10.03.2000 в БИ №7.
3. Патент России №2179001, кл. А 61 С13/00, Опубликовано: 2002.02.10.

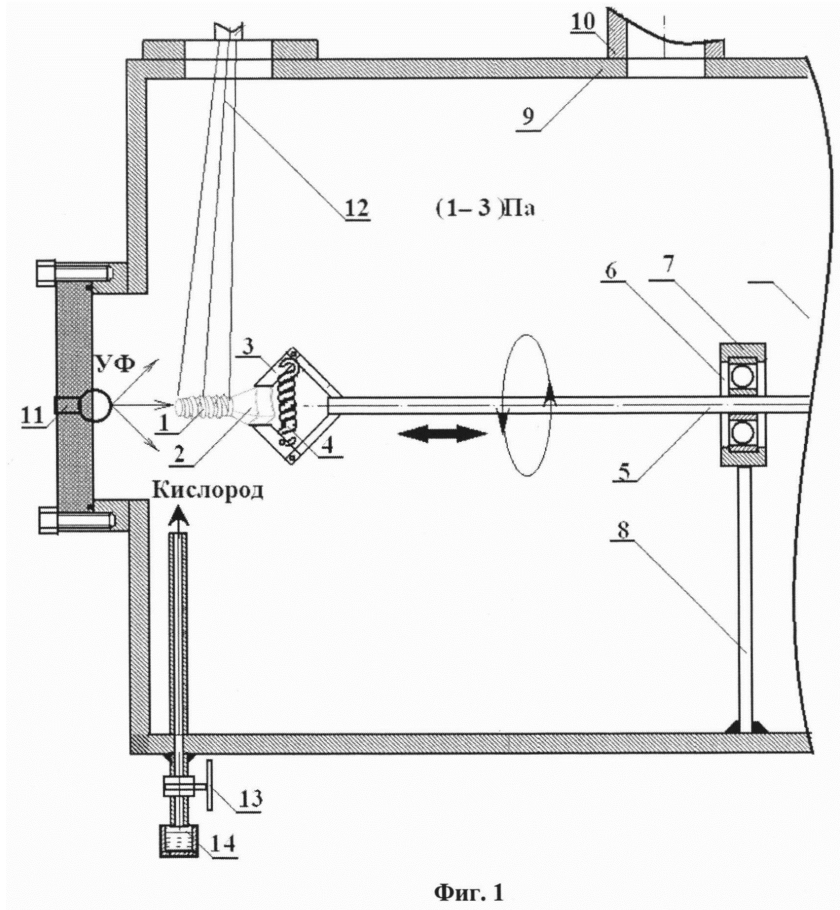
(57) Формула изобретения

Способ изготовления стоматологического остеоинтегрируемого имплантата, содержащего внекостную и внутрикостную части, состоящий в выполнении на наружной поверхности внутрикостной части элементов макроретенции в виде упорной резьбы с постоянным профилем по всей длине внутрикостной части, и элементов микроретенции, выполняют посредством облучения поверхности имплантата серией импульсов электронных пучков микросекундной длительности, в виде поверхностного слоя толщиной от 100 до 200 мкм с развитым микрорельефом, отличающийся тем, что основу имплантата выполняют из циркония и помещают в камеру, создают в камере разрежение 10^{-2} Па, после чего заполняют ее кислородом до давления от 3 до 5 Па, при достижении которого кислород в камере облучают постоянным ультрафиолетовым излучением с длиной волны, лежащей в диапазоне от 160 до 240 нм, при этом поверхность имплантата обрабатывают серией импульсов электронных пучков, плотность энергии которых лежит в диапазоне от 60 до 100 Дж/см², а частота следования импульсов серии лежит в диапазоне от 8 до 10 с⁻¹ импульсов в секунду, при этом имплантату придают возвратно-поступательное и вращательное перемещение, причем продольное перемещение имплантата при возвратно-поступательном движении соответствует размеру внутрикостной части имплантата, а вращательное движение имплантата осуществляют с угловой скоростью от 1,6π с⁻¹ до 2π с⁻¹, процесс облучения заканчивают после того, как имплантат совершит от 5 до 10 полных оборотов.

35

40

45



Фиг. 1